

28.08.03

日本国特許庁

JAPAN PATENT OFFICE

REC'D 18 SEP 2003

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office

出願年月日

Date of Application:

2002年10月18日

出願番号

Application Number:

特願2002-304463

[ST.10/C]:

[JP2002-304463]

出願人

Applicant(s):

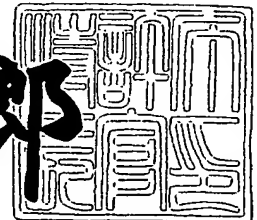
株式会社日立メディコ

PRIORITY DOCUMENT
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH
RULE 17.1(a) OR (b)

2003年 6月 2日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

太田信一郎



出証番号 出証特2003-3042485

【書類名】 特許願

【整理番号】 HM02015

【提出日】 平成14年10月18日

【あて先】 特許庁長官殿

【国際特許分類】 A61B 6/03

【発明者】

【住所又は居所】 東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株式会社 日立メディコ内

【氏名】 後藤 大雅

【発明者】

【住所又は居所】 東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株式会社 日立メディコ内

【氏名】 宮崎 靖

【特許出願人】

【識別番号】 000153498

【氏名又は名称】 株式会社日立メディコ

【代理人】

【識別番号】 100093872

【弁理士】

【氏名又は名称】 高崎 芳紘

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 9007027

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 009933

【納付金額】 21,000円

【ブルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 断層撮影装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 対向配置した放射線源と放射線検出器を寝台上の対象物に対して相対的に周回方向およびこの周回軸に対して相対的に移動可能に構成し、上記放射線源からの放射線を照射して対象物を透過した放射線を上記放射線源検出器を用いて検出し、この検出された投影データから対象物の関心領域の三次元断層撮影像を作成する再構成手段を有する断層撮影装置において、上記再構成手段は、各ボクセル毎に使用投影データ位相幅が 180 度以上である逆投影可能な投影データ範囲を決定する決定手段と、この投影データ範囲に対して各位相でデータ冗長性を補正するために位相方向に重み付けする重み付け手段と、上記放射線源の被検体に対する相対軌跡に対応する特定の傾斜方向に沿ってフィルタを重畳することでフィルタ処理投影データを生成するフィルタ補正手段と、このフィルタ処理手段によるフィルタ処理投影データを放射線ビームの照射軌跡に沿って上記決定手段によって制限した逆投影領域に三次元逆投影する三次元逆投影手段とを含むことを特徴とする断層投影装置。

【請求項 2】 請求項 1 記載のものにおいて、上記決定手段は、使用する投影データ範囲の両端におけるコーン角の絶対値の差が小さくなるよう投影データ範囲を決定したことを特徴とする断層投影装置。

【請求項 3】 請求項 1 記載のものにおいて、上記決定手段は、使用する投影データ位相幅がボクセル毎に同位相幅となるように決定したことを特徴とする断層投影装置。

【請求項 4】 請求項 1 記載のものにおいて、上記決定手段は、上記投影データ範囲が 180 度、270 度、360 度のいずれかであることを特徴とする断層投影装置。

【請求項 5】 対向配置した放射線源と放射線検出器を寝台上の対象物に対して相対的に周回方向およびこの周回軸に対して相対的に移動可能に構成し、上記放射線源からの放射線を照射して対象物を透過した放射線を上記放射線源検出

器を用いて検出し、この検出された投影データから対象物の関心領域の三次元断層撮影像を作成する再構成手段を有する断層撮影装置において、上記再構成手段は、上記放射線源から発せられる周回軸方向から見てファン形状のファンビームから、周回軸方向から見て平行形状の平行ビームに対応づけする並べ替え手段と、上記放射線源の対象物に対する相対軌跡に対応する特定の傾斜方向に沿ってフィルタを重畳することでフィルタ処理投影データを生成するフィルタ補正手段と、回転中心を通り平行ビームに垂直な制限平面で逆投影領域を制限すると共に、この逆投影領域を上記制限平面に対して上記放射線源と反対側に位置するようにする制限手段と、上記フィルタ処理投影データを放射線ビームの照射軌跡に沿って上記制限された逆投影領域に三次元逆投影する三次元逆投影手段とを有することを特徴とする断層撮影装置。

【請求項6】 対向配置した放射線源と放射線検出器を寝台上の対象物に対して相対的に周回方向およびこの周回軸に対して相対的に移動可能に構成し、上記放射線源からの放射線を照射して対象物を透過した放射線を上記放射線源検出器を用いて検出し、この検出された投影データから対象物の関心領域の三次元断層撮影像を作成する再構成手段を有する断層撮影装置において、上記再構成手段は、上記放射線源から発せられる周回軸方向から見てファン形状のファンビームから、周回軸方向から見て平行形状の平行ビームに対応づけする並べ替え手段と、上記放射線源の対象物に対する相対軌跡に対応する特定の傾斜方向に沿ってフィルタを重畳することでフィルタ処理投影データを生成するフィルタ補正手段と、各位相の上記平行ビームに対して傾斜角を有する制限平面で逆投影領域を制限すると共に、この逆投影領域を上記制限平面に対して上記放射線源と反対側に位置するようにする制限手段と、逆投影するボクセル位置と放射線位相と放射線源位置に応じて変化する重みを重畳する手段と、上記フィルタ処理投影データを放射線ビームの照射軌跡に沿って上記制限された逆投影領域に三次元逆投影する三次元逆投影手段とを有することを特徴とする断層撮影装置。

【請求項7】 請求項1～6のいずれかに記載のものにおいて、1回転当たりの撮影数が4の倍数である投影データを取得する手段を設け、上記再構成手段は、この投影データに対しフィルタを重畳する手段と、同じチャンネル位置かつ

周回方向の投影位相が $N\pi/2$ ($N=1, 2, 3, \dots$) [rad] 異なるデータをグループ化する手段と、このグループ単位で方形画像配列に逆投影する逆投影手段とを有することを特徴とする断層撮影装置。

【請求項 8】 請求項 1～6 のいずれかに記載のものにおいて、上記再構成手段は、得られた投影データから 1 回転当たりの撮影数が 4 の倍数であるファンビームデータおよびパラレルビームデータを含むデータに変換する手段と、投影データに対しフィルタを重畳する手段と、同じチャンネル位置かつ周回方向の投影位相が $N\pi/2$ ($N=1, 2, 3, \dots$) [rad] 異なるデータをグループ化する手段と、このグループ単位で方形画像配列に逆投影する逆投影手段を有することを特徴とする断層撮影装置。

【請求項 9】 請求項 1～8 のいずれかに記載のものにおいて、方形画像の体軸方向の画素間隔と、対象物と上記放射線源の周回軸方向の相対移動速度が互に関連づける関連付け手段を設けたことを特徴とする断層撮影装置。

【請求項 10】 請求項 9 記載のものにおいて、上記関連付け手段は、上記方形画像の体軸方向の画素間隔 r_{pitch} と、対象物と上記放射線源の周回軸方向の相対移動速度 $table$ の関係が、 $table = 2 \cdot N \cdot r_{pitch}$ ($N=1, 2, 3, \dots$) で表されるように構成したことを特徴とする断層撮影装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、対象物に対し相対的に体軸方向に移動する放射線源から得られた投影データから被検体の断層撮影像を生成する断層撮影装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

単一系列の検出器を用いた単一系列検出器型 X 線断層撮影装置（以下、SDCT と称す）では、当初、寝台を固定の状態、対象物を周回する X 線源から照射した対象物のあるスライス位置における 360 度の円走査により投影データを収集し、続いて、対象物を周回軸に沿って移動させて同様の方法で投影データ収集し、

これを繰り返し行うことで複数のスライスの投影データを収集していた。これらのデータは360度毎に離散的であり、各スライス毎に全く異なる360度の投影データを基に断層撮影像を作成していた。

【0003】

スリップリングの登場により螺旋走査が可能になると周回軸方向に連続したデータの取得が可能になり、複数の任意の撮影断面を一度に撮影可能になった。螺旋走査は、通常、対象物の周りをX線源とそれに対向するX線検出器が円軌道に周回し、それに対し対象物が周回軸方向に相対的に移動することで実現される。これにより一度に広範囲の撮影が可能となり、撮影時間は飛躍的に短縮された。しかしながら、螺旋走査により連続した360度の円軌道データではなくなり、それまで実施していたような円軌道のための画像再構成では画質の劣化を伴うため、補間を用いて螺旋軌道データを円軌道に補間し円軌道データとして再構成する重み付け螺旋補正再構成手法が用いられるようになった。

【0004】

近年、周回軸方向に複数の検出器列を配置した多列検出器型X線断層撮影装置（以下、MDCTと称す）が登場した。このMDCTでは、SDCTに比べて周回軸方向により狭い検出素子列を複数配列した検出器をすることにより、一度に広範囲の撮影領域をカバーでき、SDCTに比べてより高速で対象物を移動させることにより、撮影時間を短縮し、呼吸などの動きによるアーチファクトを低減し、周回軸方向の分解能を向上させることが可能となった。このMDCTでは各検出器列毎に異なる周回軸方向に傾斜角度を複数セット有するため、画像再構成法も多様化され、演算が高速なMDCT用に改良された重み付け螺旋補正再構成法（二次元再構成法）以外にも、より精度が求められる場合の再構成アルゴリズムとして、Grangeat法に代表される三次元ラドン変換法や、Feldkamp法やWang法や工藤博幸，斎藤垣雄：円すいビーム投影を用いた3次元ヘリカルスキャンCT：電子情報通信学会論文誌，D-2，Vol. J74-D-2，No. 8，pp. 1108-1114，（1991/8）に代表される三次元逆投影法などの三次元再構成手法も複数提案されている。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、従来の断層撮影装置における画像再構成アルゴリズム、重み付け螺旋補正再構成法では周回軸方向のX線ビームの傾き、コーン角あるいはX線ビーム傾斜を無視することにより、許容する対象物の周回軸方向の移動速度上限が高く、かつ演算の高速な再構成を実現できる反面、周回軸方向の検出器幅が広がるほど、つまりX線ビームの周回軸方向の傾斜角度が大きくなるほど誤差が大きくなり断層撮影像の画質は低下する。また三次元再構成法では周回軸方向のX線ビームの傾斜角度を考慮することでより高精度な再構成を実現できるが、Feldkamp法に代表される三次元逆投影法においても、コーン角度の広いデータを使用することで、画質劣化や体軸分解能の劣化が顕著となる。

【0006】

理想的には、撮影しながらリアルタイムで画像が生成されることが望ましく、画像再構成に要する演算時間は診断の非効率化の原因ともなり得る。三次元逆投影法においては、従来の重み付け螺旋補正再構成法と比較し、演算量が格段に大きく断層撮影像作成までにより多くの時間を要するため、演算時間の短縮が主要な課題となっている。ここで、三次元逆投影法における演算時間に関して検討を行うと、演算時間の増加の主な要因は、再構成ボクセルを通過するビームの検出器位置における体軸方向位置の算出と、ビームの冗長性処理である。この演算時間の問題に対し、複数の演算器を用いて並列演算することで高速に処理することも可能であるが、システムが高価なものとなるため望ましくない。

【0007】

また、各再構成アルゴリズムにおいて、投影データの冗長性と再構成時間について考えると、投影データは360度再構成またはフル再構成と呼ばれるように360度分使用する必要はなく、パラレルビームで180度分の投影データがあれば断層撮影像の生成が可能である。上述したような従来の再構成方法では、各ビューにおいて逆投影を行うために、再構成画素に対応する検出器チャンネル位置を算出する必要がある。例えば、1回転当たりのサンプリング数が1000ビューであれば、フル再構成ではビュー方向に360度分1000回の再構成画素位置に対応するチャンネル位置計算が必要であり、同様に、ハーフ再構成では1

80度分約500回のチャンネル位置計算を必要とする。このように、1回転当たりのサンプリング数に比例して演算量は増大するが、演算時間短縮のために再構成に使用する回転方向のサンプリング数を少なくすることは、データの連続性を低下させ、アーチファクトやノイズが増大するため望ましくない。また、Feldkamp法を初めとする三次元逆投影法においては、各ボクセル毎にデータの冗長性が異なる。例えば、図22に示すように、放射線源が180度位相回転して得られたデータから逆投影を行う場合、再構成画素毎に寄与するデータ位相範囲が異なり、画素aでは180度以上の位相範囲のデータとなるが、画素bでは180度以下のデータしか得られない。さらに、体軸方向のビーム幅も考慮しなければならず、画素毎にデータの冗長性は複雑に変化する。このように画素毎にデータの冗長性が異なることで、複雑な冗長性補正処理を必要とする。

【0008】

冗長性処理に関しては、特開2000-81018号公報および特開2000-102530号公報では投影データにマスク処理する手法が提案されているが、境界部分において誤差を生じやすく、これを補正するためには、多くの演算を必要とするなど望ましくない。また、特開平11-9582号公報において無円法と呼ばれる冗長性補正を用いたハーフ再構成法が説明されている。しかし、この無円法では、放射線源と周回中心の間に配置された円および楕円にて、ファンビームからの再構成領域を制限するため演算が複雑であり、演算時間が大幅に増大するため望ましくない。

【0009】

これまで演算を高速に行うために、周回軸方向から見て、ファン形状のファンビームから平行形状の平行ビームへと並べ替え処理することで、ファンビームからの逆投影時において演算負荷の大きい $\arcsin(X)$ 演算を排除し、高遠に逆投影する手法が公知となっており、重み付け螺旋補正再構成法や三次元逆投影法などで演算の高速化が実現されているが、処理の冗長性に関しては検討されていなかった。

【0010】

Wang再構成法のように、螺旋スキャンにより得られたデータから再構成を

行う場合、再構成開始時と終了時にデータ経路の違いによる不連続性が発生する。この不連続性は、データ収集時刻の違うための対象物の動きによる影響によって生じる場合もある。これらの不連続性は再構成画像にストリークアーチファクトなどの偽像をもたらすため望ましくない。

【0011】

そこで、本発明の目的は、データ不連続性による歪みを抑えて高画質な断層撮影画像を得ることができるようにした断層撮影装置を提供することにある。

【0012】

【課題を解決するための手段】

本発明は、上記目的を達成するために、対向配置した放射線源と放射線検出器を寝台上の対象物に対して相対的に周回方向およびこの周回軸に対して相対的に移動可能に構成し、上記放射線源からの放射線を照射して対象物を透過した放射線を上記放射線源検出器を用いて検出し、この検出された投影データから対象物の関心領域の三次元断層撮影画像を作成する再構成手段を有する断層撮影装置において、上記再構成手段は、各ボクセル毎に使用投影データ位相幅が180度以上である逆投影可能な投影データ範囲を決定する決定手段と、この投影データ範囲に対して各位相でデータ冗長性を補正するために位相方向に重み付けする重み付け手段と、上記放射線源の被検体に対する相対軌跡に対応する特定の傾斜方向に沿ってフィルタを重畳することでフィルタ処理投影データを生成するフィルタ補正手段と、このフィルタ処理手段によるフィルタ処理投影データを放射線ビームの照射軌跡に沿って上記決定手段によって制限した逆投影領域に三次元逆投影する三次元逆投影手段とを含むことを特徴とする。

【0013】

本発明による断層撮影装置は、ボクセル毎に使用する投影データ位相範囲を決定する決定手段を設けているため、この位相範囲を投影データの両端にて放射線ビーム傾斜角の絶対値が同一になるようにボクセル毎に投影データ位相範囲を決定することができるようになり、これによりコーン角の小さい投影データを使用することができ、また、重み付け手段により冗長性を持たせて重み関数によりボクセル毎に補正することでデータの位相方向の不連続性による歪みを抑えて高画

質な画像を得ることができる。また、複雑な演算を必要とする冗長性処理を必要としないため高速で画像を生成することができる。

【0014】

請求項2および請求項3に記載の本発明は、請求項1記載のものにおいて、上記決定手段は、使用する投影データ範囲の両端におけるコーン角の絶対値の差が小さくなるよう投影データ範囲を決定したり、または、上記決定手段は、使用する投影データ位相幅がボクセル毎に同位相幅となるように決定したことを特徴とする。

【0015】

請求項2および請求項3に記載の本発明による断層撮影装置は、ボクセル毎に使用する投影データ位相範囲を決定する決定手段により、具体的に使用する投影データ範囲の両端におけるコーン角の絶対値の差が小さくなるよう投影データ範囲を決定したり、または、使用する投影データ位相幅がボクセル毎に同位相幅となるように決定することができ、よりコーン角の小さい投影データを使用することができる。さらに投影データ両端の放射線ビーム傾斜角度の絶対値を正確に等しくすることが可能であれば、データの開始方向、終了方向から同時に検出器列方向位置の演算することも可能であり、さらに、各再構成ボクセルの逆投影時に同一の位相範囲を用いるため、冗長性補正のための重み関数は唯一の数式で決定され高速に演算が行えるようになる。

【0016】

請求項4に記載の本発明は、請求項1記載のものにおいて、上記決定手段は、上記投影データ範囲が180度、270度、360度のいずれかであることを特徴とする。

【0017】

請求項4に記載の本発明による断層撮影装置は、投影データ範囲が180度、270度、360度のいずれかを使用しており、特に、位相方向にデータを270度使用して重み付けを行うことで、データ端部の不連続性を最大限低減可能である。この270度データは、180度データ端部における不連続点を、90度位相の異なる最も不連続性の少ないデータ位相によって補正でき、データの不連

続性を最大限に低減することが可能であり、より高画質な再構成を実現できる。

【 0 0 1 8 】

また請求項 5 に記載の本発明は、対向配置した放射線源と放射線検出器を寝台上の対象物に対して相対的に周回方向およびこの周回軸に対して相対的に移動可能に構成し、上記放射線源からの放射線を照射して対象物を透過した放射線を上記放射線検出器を用いて検出し、この検出された投影データから対象物の関心領域の三次元断層撮影像を作成する再構成手段を有する断層撮影装置において、上記再構成手段は、上記放射線源から発せられる周回軸方向から見てファン形状のファンビームから、周回軸方向から見て平行形状の平行ビームに対応づけする並べ替え手段と、上記放射線源の対象物に対する相対軌跡に対応する特定の傾斜方向に沿ってフィルタを重畳することでフィルタ処理投影データを生成するフィルタ補正手段と、回転中心を通り平行ビームに垂直な制限平面で逆投影領域を制限すると共に、この逆投影領域を上記制限平面に対して上記放射線源と反対側に位置するようにする制限手段と、上記フィルタ処理投影データを放射線ビームの照射軌跡に沿って上記制限された逆投影領域に三次元逆投影する三次元逆投影手段とを有することを特徴とする。

【 0 0 1 9 】

請求項 5 に記載の本発明による断層撮影装置は、螺旋スキャンにより複雑な演算を要する冗長性処理を、放射線源から発せられる周回軸方向から見てファン形状のファンビームから、周回軸方向から見て平行形状の平行ビームに対応づけし、制限平面で逆投影領域を制限平面に対し放射線源と反対側に位置する領域に制限することで高速に実施することができる。この制限平面を使用することにより、アキシャル面内における制限境界が直線となり、これにより高速に冗長性を補正できる。制限平面は平行ビームに対して垂直に設定することにより高速化が可能であるが、平行ビームに対し各ビューによって周回軸と制限平面の成す角度、平行ビームと制限平面の法線との成す角度、および周回軸からの距離が変化する平面を制限平面として定義することで、撮影スループット（螺旋ピッチ）を向上させることも可能である。

【 0 0 2 0 】

請求項 6 に記載の本発明は、対向配置した放射線源と放射線検出器を寝台上の対象物に対して相対的に周回方向およびこの周回軸に対して相対的に移動可能に構成し、上記放射線源からの放射線を照射して対象物を透過した放射線を上記放射線検出器を用いて検出し、この検出された投影データから対象物の関心領域の三次元断層撮影像を作成する再構成手段を有する断層撮影装置において、上記再構成手段は、上記放射線源から発せられる周回軸方向から見てファン形状のファンビームから、周回軸方向から見て平行形状の平行ビームに対応づける並べ替え手段と、上記放射線源の対象物に対する相対軌跡に対応する特定の傾斜方向に沿ってフィルタを重畳することでフィルタ処理投影データを生成するフィルタ補正手段と、各位相の上記平行ビームに対して傾斜角を有する制限平面で逆投影領域を制限すると共に、この逆投影領域を上記制限平面に対して上記放射線源と反対側に位置するようにする制限手段と、逆投影するボクセル位置と放射線位相と放射線源位置に応じて変化する重みを重畳する手段と、上記フィルタ処理投影データを放射線ビームの照射軌跡に沿って上記制限された逆投影領域に三次元逆投影する三次元逆投影手段とを有することを特徴とする。

【 0 0 2 1 】

請求項 6 に記載の本発明による断層撮影装置は、先の請求項 5 に記載のものとほぼ同様の効果を得ることができると共に、180 度以上のデータを使用し冗長性を持たせ、重み付けにより冗長性の補正することで、多少の演算時間を犠牲にして画質を向上させることができる。

【 0 0 2 2 】

請求項 7 に記載の本発明は、請求項 1 ～ 6 のいずれかに記載のものにおいて、1 回転当たりの撮影数が 4 の倍数である投影データを取得する手段を設け、上記再構成手段は、この投影データに対しフィルタを重畳する手段と、同じチャンネル位置かつ周回方向の投影位相が $N\pi/2$ ($N=1, 2, 3, \dots$) [rad] 異なるデータをグループ化する手段と、このグループ単位で方形画像配列に逆投影する逆投影手段とを有することを特徴とする。

【 0 0 2 3 】

また請求項 8 に記載の発明は、請求項 1 ～ 6 のいずれかに記載のものにおいて

、上記再構成手段は、得られた投影データから1回転当たりの撮影数が4の倍数であるファンビームデータおよびパラレルビームデータを含むデータに変換する手段と、投影データに対しフィルタを重畳する手段と、同じチャンネル位置かつ周回方向の投影位相が $N\pi/2$ ($N=1, 2, 3, \dots$) [rad] 異なるデータをグループ化する手段と、このグループ単位で方形画像配列に逆投影する逆投影手段を有することを特徴とする。

【0024】

上述した請求項7および請求項8に記載の本発明による断層撮影装置は、画像生成において最も演算時間を要する逆投影を高速化するための方法である。本発明では、逆投影を高速に行うために、再構成画像配列形状が方形であること、および撮影が再構成画像の周りを円運動しながら行われることを利用し、請求項7に記載のものでは、4の倍数ビューで撮影しファンビーム再構成を行い、請求項8に記載のものでは、並べ替え処理によりビュー数が4の倍数のデータに変換しパラレルビーム再構成を行う。いずれの場合にも、周回方向の位相が $N\pi/2$ ($N=1, 2, 3, \dots$) [rad] 異なる投影データをグループ化し、グループ単位で方形画像に逆投影するようにしており、フル再構成におけるチャンネル方向位置、および補間係数の算出回数を低減可能である。これは、再構成画像が方形であれば、正確に $N\pi/2$ ($N=1, 2, 3, \dots$) [rad] 異なる位相のデータと再構成画像である方形との位置関係が等しいためである。また、ビュー数を4の倍数とするのは、正確に位相が $N\pi/2$ ($N=1, 2, 3, \dots$) [rad] 異なるデータを算出するためであり、フル再構成する場合、ハーフ再構成する場合共に1周の $1/4$ の範囲($\pi/2$ [rad])のチャンネル位置計算で画像生成が可能となる。これは、フル再構成する場合で考えると演算量は $1/4$ となり、1個の演算器で演算したにも関わらず4個の演算器を用いて並列演算した場合に近い結果が得られ、低コストにハイパフォーマンスを実現できることになる。

【0025】

請求項9に記載の本発明は、請求項1～8のいずれかに記載のものにおいて、方形画像の体軸方向の画素間隔と、対象物と上記放射線源の周回軸方向の相対移

動速度が互いに関連づける関連付け手段を設けたことを特徴とする。また請求項 10 に記載の本発明は、請求項 9 記載のものにおいて、上記関連付け手段は、上記方形画像の体軸方向の画素間隔 $r p i t c h$ と、対象物と上記放射線源の周回軸方向の相対移動速度 $t a b l e$ の関係が、 $t a b l e = 2 \cdot N \cdot r p i t c h$ ($N = 1, 2, 3 \dots$) で表されるように構成したことを特徴とする。

【 0 0 2 6 】

請求項 9 および請求項 10 に記載の本発明による断層撮影装置は、放射線源の位相が $M \pi$ ($M = 1, 2, 3, \dots$) [$r a d$] である位相において、体軸方向位置が $N \cdot t a b l e / 2 + Z$ [$m m$] であるボクセルを通過するビームが交わる放射線検出器上の位置が同一となるため、逆投影時に、あるビューにおいて、あるボクセルを通過するビームを算出すると、 $N \pi$ ($N = 1, 2, 3, \dots$) [$r a d$] 異なる位相の列位置が同時に算出されたことに等しくなり、螺旋走査により撮影することで得られる複数周のデータから画像を生成する場合において、画像生成に最も時間を要する逆投影を高速化することができる。

【 0 0 2 7 】

【発明の実施の形態】

以下に、本発明の実施の形態を図面に基づいて説明する。

図 1 は、本発明の一実施の形態による断層撮影装置の外観図であり、撮影用に用いるスキャナ 1、被検体である対象物をのせて移動するための寝台 2、マウスやキーボードなどで構成され寝台移動速度情報や再構成位置など計測再構成パラメータを入力するための入力装置 3、多列検出器から得られたデータを処理する演算装置 4、再構成画像を表示する表示装置 5 を有している。

【 0 0 2 8 】

図 2 は、図 1 に示した断層撮影装置の要部を示すブロック構成図である。

スキャナ 1 には寝台 2 と、高電圧スイッチングユニット 8、高電圧発生装置 9、放射線制御装置 10 を有する放射線発生装置などの放射線源 11 と、対象物 12 を介して放射線源 11 と対向配置した放射線検出器 13 と、この放射線検出器 13 および放射線源 11 を周回方向に駆動する周回駆動装置 14 と、放射線源 11 から照射する放射線領域を制御するコリメータ 15 などを有している。コリメ

ータ15を制御するコリメータ制御装置16と、周回駆動装置14を制御するスキャナ制御装置17と、寝台2を制御する寝台制御装置18および寝台2の相対的な移動量を計測する寝台移動計測装置19と、これらを制御する中央制御装置20とを有している。

【0029】

入力装置3から撮影条件（寝台移動速度、管電流、管電圧、スライス位置など）を入力し、その指示に基づいて撮影に必要な制御信号が中央制御装置20から放射線制御装置10、寝台制御装置18、スキャナ制御装置17に送られ、撮影スタート信号を受けて撮影を開始する。撮影が開始されると放射線制御装置10により高電圧発生装置9に制御信号が送られ、高電圧が放射線源11に印加され、この放射線源11から放射線が対象物12へ照射される。同時に、スキャナ制御装置17から周回駆動装置14に制御信号が送られ、放射線源11、放射線検出器13およびプリアンプ21が対象物12に対して相対的に周回される。一方、寝台制御装置18により対象物12を乗せた寝台2が円軌道スキャン時に静止し、また螺旋軌道スキャン時には放射線源11等の周回軸方向に平行移動される。周回駆動装置14、スキャナ制御装置17および寝台制御装置18等によって、放射線源11および放射線検出器13を対象物12に対して相対的に周回させると共に対象物12の軸方向に相対的に移動可能な駆動装置を構成している。

【0030】

放射線源11から照射された放射線は、コリメータ16により照射領域を制限され、対象物12内の各組織で吸収減衰され、対象物12を通過して放射線検出器13で検出される。この放射線検出器13で検出された放射線は、電流に変換されてプリアンプ21で増幅され、投影データ信号として演算装置4に入力される。演算装置4に入力された投影データ信号は、演算装置4内の画像を再構成する再構成手段22で処理され、この再構成手段22は、各ボクセル毎に使用投影データ位相幅が180度以上である逆投影可能な投影データ範囲を決定する決定手段と、この投影データ範囲に対して各位相でデータ冗長性を補正するために位相方向に重み付けする重み付け手段と、放射線源の被検体に対する相対軌跡に対応する特定の傾斜方向に沿ってフィルタを重畳することでフィルタ処理投影デー

タを生成するフィルタ補正手段と、このフィルタ処理手段によるフィルタ処理投影データを放射線ビームの照射軌跡に沿って上記決定手段によって制限した逆投影領域に三次元逆投影する三次元逆投影手段とを有している。再構成画像は、入出力装置 3 内の記憶装置 2 3 に保存され、画像処理装置 2 6 により表示装置 5 で断層撮影像として表示される。

【 0 0 3 1 】

図 3 は、円軌道スキャンと螺旋軌道スキャンを示す斜視図である。

同図 (a) は、円軌道スキャン時の放射線源の移動軌跡 2 4 を示し、同図 (b) は螺旋軌道スキャン時の放射線源の移動軌跡 2 5 を示している。移動軌跡 2 4 のように円軌道で撮影された場合には、フィルタ補正二次元逆投影を行うことで放射線源位置の画像を正確に再現することができる。しかし、移動軌跡 2 5 のように螺旋軌道で撮影された場合には、撮影端部位置においてデータの不連続性によりフィルタ補正二次元逆投影のみではその位置でストリーク状のアーチファクトを生じてしまう。そこで、移動軌跡 2 5 のように螺旋軌道で得られたデータに対し、データ補間を用いることで移動軌跡 2 4 のような円軌道データに補正し、その後にフィルタ補正二次元逆投影を行う。

【 0 0 3 2 】

このように補間を用いることによって不連続性を低減した画像を得ることができる。この場合のアーチファクトの程度は、放射線源軌跡における不連続の程度によって決定され、つまり、被検体の移動速度によってアーチファクト程度は変わる。通常用いられている単一系列型螺旋走査断層撮影装置 (S D C T) では、一般的に螺旋ピッチ、つまり被検体移動速度の周回軸位置での放射線ビームの厚みに対する比率は 2 程度まで使用されている。

【 0 0 3 3 】

図 4 は、単一系列放射線検出器 1 3 a と多列放射線検出器 1 3 b を並記した概略側面図である。同図 (b) では、同図 (a) の単一系列放射線検出器 1 3 a よりも幅の狭い多列放射線検出器 1 3 b が周回軸方向に複数列並べられ、全体としては単一系列放射線検出器 1 3 a よりも広い検出器を実現している。

【 0 0 3 4 】

図 5 は、単一系列放射線検出器 1 3 a と、多列放射線検出器 1 3 b における 1 列当たりの放射線ビームのコリメーション厚さ（以下、ディテクタコリメーション厚と称す）を示す概略側面図ある。

同図（b）に示した多列放射線検出器 1 3 b は、同図（a）に示した単一系列放射線検出器 1 3 a に比べてディテクタコリメーション厚が薄く、全体としては、より広い範囲を一度に撮影することができる。得られる断層撮影像の周回軸方向の空間分解能は、ディテクタコリメーション厚に依存する部分が大きく、ディテクタコリメーション厚が薄いほど体軸分解能も向上する。

【 0 0 3 5 】

次に、放射線源検出器 1 3 で検出した投影データから対象物 1 2 の関心領域の三次元断層撮影像を作成する再構成手段 2 2 による処理を説明する。

図 6 は、一般的な F e l d k a m p 再構成法における処理を示すフローチャートであり、先ず、ステップ S 1 でコーン角と投影距離に応じた重み付けをし、ステップ S 2 でフィルタ補正を行い、続くステップ S 3 で三次元逆投影を実施するようにしている。

【 0 0 3 6 】

これに対して、図 7 は、本発明における好ましい実施の形態における再構成手段 2 2 の処理動作を示すフローチャートである。

先ず、再構成手段 2 2 は、各ボクセル毎に使用する投影データ位相幅が 1 8 0 度以上である逆投影可能な投影データ範囲を決定する決定手段と、この投影データ範囲に対して各位相でデータ冗長性を補正するために位相方向に重み付けする重み付け手段と、上記放射線源の被検体に対する相対軌跡に対応する特定の傾斜方向に沿ってフィルタを重畳することでフィルタ処理投影データを生成するフィルタ補正手段と、このフィルタ処理手段によるフィルタ処理投影データを放射線ビームの照射軌跡に沿って上記決定手段によって制限した逆投影領域に三次元逆投影する三次元逆投影手段とを有している。

【 0 0 3 7 】

上述した構成に基づいて、先ず、ステップ S 4 で決定手段によってボクセル毎に使用するデータ範囲を決定し、ステップ S 5 では重み付け手段によってコーン

角と投影距離に応じた重み付けをし、ステップ S 6 で並べ替え処理を行ってから、ステップ S 7 でフィルタ補正手段によってフィルタ補正を行い、続くステップ S 8 で先の決定手段により決定されたデータ範囲に対応して三次元逆投影手段によって三次元逆投影を実施する。

【0038】

ここで、上述したステップ S 4 でボクセル毎に使用するデータ範囲を決定する決定手段について説明する。

図 26 に示すようなジオメトリを考え、放射線源 11 と回転中心間の距離を SOD、放射線検出器 13 上スキャナ 1 回転当たりの対象物 12 に対する放射線源 11 の相対移動距離を T とすると、放射線源 11 の位置 $S(\beta) = S(x_S, y_S, z_S)$ は、次の数式 1 および数式 2 で表される。

【数 1】

$$S(\beta) = S(SOD \cdot \sin \beta, -SOD \cdot \cos \beta, T\beta / 2\pi)$$

【数 2】

$$S(\phi) = S\{SOD \cdot \sin(\phi + \alpha), -SOD \cdot \cos(\phi + \alpha), T(\phi + \alpha) / 2\pi\}$$

【0039】

ここで平行ビームの進行方向を w、この進行方向 w に垂直な方向を t とすると、 ϕ 位相の平行ビームが座標 (x, y) を通過するときの t 座標および w 座標は、数式 3 および数式 4 となる。

【数 3】

$$t(x, y, \phi) = x \cdot \cos \phi + y \cdot \sin \phi$$

【数 4】

$$w(x, y, \phi) = -x \cdot \sin \phi + y \cdot \cos \phi$$

【0040】

また X 線源と t z 面（周回軸を通り平行ビームに垂直な面）との距離は、数式 5 となる。

【数5】

$$s_tz_dist(x, y, \phi) = \{SOD^2 - t(x, y, \phi)^2\}^{1/2}$$

【0041】

さらに、 ϕ 位相の平行ビームが再構成ボクセル (x, y, z) を通りX線源からの距離がSIDである放射線検出器に交換したときの放射線検出器の v 軸（周回軸）方向の座標を $H(x, y, \phi)$ とすると、数式6となる。

【数6】

$$H(x, y, \phi) = \{z - T(\phi + \alpha) / 2\pi\} \cdot SID / \{s_tz_dist(x, y, \phi) + w(x, y, \phi)\}$$

【0042】

これより、位相範囲インデックスを f とすると、再構成ボクセル (x, y, z) を逆投影するために使用する位相範囲 $(f\pi)$ の端部 (Bs, Be) においてX線ビームのビーム傾斜角度の絶対値が最近値となるためには、 $H(x, y, \phi + f\pi)$ と $H(x, y, \phi)$ の絶対値の差が可能な限り小さくなるように ϕ を選択すればよい。具体的には図29のステップS20のように ϕ の初期値を $-f\pi/2$ 、算出する位相精度を Q 、 $H(x, y, \phi + f\pi)$ と $H(x, y, \phi)$ の和を err 、この err の中で最小値を err_min とした場合、ステップS21の数式となる。

【0043】

ステップS22で err_min と err を比較し、 err が最小値となると最小値が繰り返し出現し、ステップS23で $err = err_min$ となるまで以下の処理を繰り返すことにより、 $H(x, y, \phi + f\pi)$ と $H(x, y, \phi)$ の絶対値の差が可能な限り小さくなるように ϕ を選択することが可能となる。ステップS24の判定で $err > 0$ であればステップS25のように $\phi = \phi + Q$ で、 $err < 0$ であればステップS26の如く $\phi = \phi - Q$ である。これにより、位相範囲 $(Bs \leq \beta < Be)$ は数式7となる。

【数 7】

$$B_s(x, y, z) = \phi, B_e(x, y, z) = \phi + f\pi$$

【0044】

また再構成ボクセル (x, y, z) を逆投影するために使用する位相範囲 $f\pi$ は、 $f = 1$ で位相範囲 π の端部において X 線ビームのビーム傾斜角度の絶対値が小さくなるように ϕ を決定し、以下の数式 8 および数式 9 のようにデータ範囲両端にデータ範囲を拡張することで、 B_s および B_e を決定しても良い。

【数 8】

$$B_s(x, y, z) = \phi - (f-1)\pi/2$$

【数 9】

$$B_e(x, y, z) = \phi + f\pi + (f-1)\pi/2$$

【0045】

次に、上述したステップ S5 でコーン角と投影距離に応じた重み付けをする重み付け手段について説明する。

投影軌跡の違いによる影響を補正するために、検出器の形状に応じて行う重み付け処理で、これは、放射線源 11 から各検出器素子までの距離が各々異なり、これを各放射線ビーム毎に補正するために行なう。放射線源 11 を中心とした球面上に配置された放射線検出器 13 を使用する場合には実施する必要はないが、放射線源 11 から各検出器素子間の距離の異なる平面検出器や周回軸を中心とした円筒上に配置された検出器などを用いる場合には補正が必要である。但し、放射線源 11 から各検出器素子間の距離の違いが僅かであり影響を無視できる場合には行わなくともよく、専用ハードウェアで補正を行うなど別の方法で補正することも可能である。

【0046】

ここで、放射線源 11 を中心とした円筒上に配置された放射線検出器を使用した場合において、投影データ $P_f(\beta, \alpha, \nu)$ 、重み付け後の投影データ P_{fa}

$n(\beta, \alpha, \nu)$ 、放射線源 1 1 と放射線検出器 1 3 間の距離を SID 、放射線検出器 1 3 上の周回軸方向位置を γ 、他方の位置を u とすると距離に対する補正処理は数式 1 0 のように例示することができる。

【数 1 0】

$$P_{fan}(\beta, \alpha, \nu) = \iiint \frac{SID}{\sqrt{SID^2 + \nu^2}} P_f(\beta, \alpha, \nu) d\beta \cdot d\alpha \cdot d\nu$$

【0 0 4 7】

また、平面検出器を使用した場合においては、投影データ $P_f(\beta, u, \nu)$ 、重み付け後の投影データ $P_{fan}(\beta, u, \nu)$ 、放射線源 1 1 と放射線検出器 1 3 間の距離を SID 、検出器上の周回軸方向位置を ν 、他方の位置を u とすると重み付け処理は数式 1 1 のように示すことができる。

【数 1 1】

$$P_{fan}(\beta, \alpha, \nu) = \iiint \frac{SID}{\sqrt{SID^2 + \nu^2 + u^2}} P_f(\beta, SID \tan \alpha, \nu) d\beta \cdot d\alpha \cdot d\nu$$

【0 0 4 8】

さらに、上述したステップ S 6 で行なう並べ替え処理について説明する。

演算の高速化のために、図 1 3 に示すように周回軸方向からみてファン状に照射されたファンビームを、周回軸から見て平行なパラレルビームに並べ替える並べ替え処理 (rebinning) を行う。ここでは、並べ替え処理時にビュー数が 4 の倍数であるハラレノレビームを生成する。ファンビーム $P_{fan}(\beta, \alpha, \nu)$ 、パラレルビーム $P_{para}(\phi, t, \nu)$ とすると、並べ替え処理は数式 1 2 のように表すことができる。但し、 α は周回方向のファンビーム関き角度 (ファンビームチャンネル方向)、 ν は X 線源を中心とした円筒検出器上の軸方向位置、 t はパラレルビームにおけるビームに垂直な軸 (パラレルビームチャンネル方向) である。

【数 1 2】

$$P_{\text{para}}(\phi, t, \nu) = P_{\text{fan}}(\phi + r, r, \nu)$$

ただし、 $r = \arcsin(t/SOD)$

【0049】

さらに、ステップ S 7 でフィルタ補正（再構成フィルタリング）を行うフィルタ補正手段について説明する。

投影データのぼけを修正するために、再構成フィルタの畳み込み演算を行う。この再構成フィルタリングには実空間で畳み込み演算するコンボリューション法（実空間フィルタリング）とフーリエ空間で乗算を行うフーリエ法（フーリエ空間フィルタリング）の 2 種類が存在する。フーリエ空間フィルタリングは、フーリエ変換を用いてフーリエ空間に変換しフィルタ関数（空間周波数フィルタ）を乗じた後にフーリエ逆変換を施す処理である。一方、実空間フィルタリングは、実空間でのフーリエ逆変換したフィルタ関数の畳み込み処理である。これらは、いずれも数学的に等価であるが、演算時間が高速なフーリエ空間でのフィルタ処理が一般的に用いられる。再構成に使用するフィルタは Shepp and Logan や、Ramachandran and Lakshminarayana n や、Ramp、またはこれらのフィルタ関数を臨床的経験により修正したものの中から臨床的経験に基づいて選択し使用する。パラレル投影データを $P_{\text{para}}(\phi, t, \nu)$ 、フィルタ処理後のパラレル投影データを $fP_{\text{para}}(\phi, t, \nu)$ 、再構成フィルタを $G(\omega)$ とすると、フーリエ法によるフーリエ空間フィルタリングは数式 13 のように示すことができる。

【数 1 3】

$$fP_{\text{para}}(\phi, t, \nu) = \frac{1}{4\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} P_{\text{para}}(\phi, t, \nu) \cdot \exp(-i\omega t) dt \cdot G(\omega) \cdot \exp(i\omega t) d\omega$$

一方、コンボリューション法による実空間フィルタリングは、 $G(\omega)$ のフーリエ逆変換は $g(t)$ を数式 14 で表すと、数式 15 のように示すことができる。

【数 14】

$$g(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} G(\omega) \cdot \exp(i\omega t) d\omega$$

【数 15】

$$fP_{para}(\phi, t, v) = \int_{-\infty}^{\infty} P_{para}(\phi, t-t', v) g(t') dt'$$

ここでは、フィルタの適用方向は t 方向としたが、 v 方向と t 方向と β 方向を組み合わせた高次元方向にフィルタを適用してもよい。また、ここでは並べ替え処理により得られたパラレル投影データに対してフィルタリングを行ったが、ファンビーム投影データに対してフィルタリングを行う場合、ファンビーム開き角 α に応じた $\cos \alpha$ の項をファンビーム投影データに乗算する必要がある。

【0050】

さらに、図7に示したステップS8で先の決定手段により決定されたデータ範囲に対応して三次元逆投影を実施する三次元逆投影手段について説明する。

図16に示すように再構成ボクセルを $I(xI, yI, zI)$ 、X線源の位相角度を ϕ 、ビーム開き角度を α 、放射線源11と回転中心間の距離を SOD 、ミッドプレーンにおける放射線と検出器素子との距離を SID 、放射線検出器13上のスキヤナ1回転当たりの対象物12に対する放射線源11の相対移動距離を T 、放射線源11を中心とした円筒検出器上の v 軸方向位置を V 、チャンネル方向の位置を tI とすると、数式16のように表される。

【数 1 6】

$$I(x_I, y_I, z_I) = \frac{1}{\pi} \int_{B_c(x_I, y_I, z_I)}^{B_s(x_I, y_I, z_I)} fP_{para}(\phi, t_I, V) d\phi$$

ここで、 $t_I = x_I \cos \phi + y_I \sin \phi$

$$V = (z_I - \frac{T}{2\pi} (\phi + \alpha)) \frac{SID}{SOD \cos \alpha - x_I \sin \phi + y_I \cos \phi} + \frac{T}{2\pi} \alpha$$

【0 0 5 1】

本アルゴリズムにおいて、実際は離散的に扱われるべき投影データや再構成画像を連続的なデータとして扱っているため、実際には Lagrange 補間等の補間法を用い、位相方向、検出器列方向および検出器チャンネル方向の3方向の補間により離散的に算出する。上述したVは、精度を犠牲にしてより高速に演算するために、 $V = (z_I - T\phi / 2\pi) \cdot SID / (SOD \cos \alpha - x_I \sin \phi + y_I \cos \phi)$ としてもよい。

【0 0 5 2】

このようなフィルタ補正三次元逆投影法によれば、従来の二次元再構成（重み付け螺旋補正法）に比べて誤差の少ない良好な画像を得ることが可能である。また、更なる高画質化のために各ボクセルに対して最も誤差の少ないデータ（コーン角の小さいデータ）から逆投影するようにし、これを実現するために、ボクセル毎に使用するデータ位相範囲を決定する決定手段を含み、具体的には、該位相範囲はデータ両端にて放射線ビーム傾斜角の絶対値が同一になるようにボクセル毎にデータ位相範囲を決定することで、よりコーン角の小さい投影データを使用することができ、また、冗長性を持たせて重み関数によりボクセル毎に補正することでデータの位相方向の不連続性を低減した良好な画像を得ることができる。

【0 0 5 3】

特に、位相方向にデータを270度使用し、図19に示すような重み付けを行うことで、データ端部の不連続性を最大限低減可能である。この270度データ

は、図 2 7 に示すような 1 8 0 度データ端部における不連続点を、図 2 8 に示すように 9 0 度位相の異なる最も不連続性の少ないデータ位相によって補正できる。つまり、データの不連続性を最大限に低減することが可能であり、より高画質な再構成を実現できる。さらにデータ両端の放射線ビーム傾斜角度（コーン角度）の絶対値を正確に等しくすることが可能であれば、データの開始方向、終了方向から同時に検出器列方向位置の演算することも可能であり、高速に演算することができる。さらには、各再構成ボクセルの逆投影時に同一の位相範囲を用いているため、冗長性補正のための重み関数は唯一の数式で決定されるため高速に演算が行える。

【 0 0 5 4 】

図 8 は、本発明の他の実施の形態による再構成手段 2 2 の処理動作を示すフローチャートである。

この実施の形態では、図 7 に示したステップ S 7 におけるフィルタ補正を行った後に、ステップ S 9 で冗長性補正用重み付けを行い、その後、ステップ S 8 で三次元逆投影を実施するようにしている。

【 0 0 5 5 】

この冗長性補正用重み付けは、図示しない冗長性補正用重み付け手段によって次のように実施する。各ボクセル当たり 1 8 0 度以上のデータを使用する場合において、データの冗長性を補正するために、図 1 9 に示すような重み関数を用いて重み付けによりデータ補正を行う。具体的には、図 2 1 と、数式 1 7 ～数式 1 9 に示す重み関数 $W(\theta)$ のように同位相と対向位相の重みの和が各位相で等しくなるように各ボクセル毎に異なる位相データ範囲に対して重み付けを行う。ここで、各ボクセルで使用するデータ幅を $B = f\pi$ とすると、 $B = \pi$ のとき ($f = 1$) は図 2 1 (a) のようになり、同様に、 $B = 3\pi/2$ のとき ($f = 3/2$) は図 2 1 (b) のようになり、さらに $B = 2\pi$ のとき ($f = 2$) は図 2 1 (c) のようになる。

【数 1 7】

$$W(\theta) = (B/2 + \theta) / (B - \pi)$$

$$[-B/2 < \theta \leq (2\pi - B)/2]$$

【数 1 8】

$$W(\theta) = 1$$

$$[-(2\pi - B)/2 < \theta \leq (2\pi - B)/2]$$

【数 1 9】

$$W(\theta) = \{(B/2) - \theta\} / (B - \pi)$$

$$[(2\pi - B)/2 < \theta \leq B/2]$$

【0 0 5 6】

上述した図 1 9 および図 2 1 では、ビュー方向に線形的に変化する重み付けを行っているが、図 2 0 に示すような非線形的に変化する重み付けを行ってもよい。この場合、非線形な重み関数 $W'(\theta)$ は、一例として、 $W(\theta)$ から数式 2 0 から数式 2 2 に示すように算出することが可能である。

【数 2 0】

$$W'(\theta) = 3(W(\theta))^2 - 2(W(\theta))^3$$

$$[-B/2 < \theta \leq (2\pi - B)/2]$$

【数 2 1】

$$W'(\theta) = 1$$

$$[-(2\pi - B)/2 < \theta \leq (2\pi - B)/2]$$

【数 2 2】

$$W'(\theta) = -3(W(\theta))^2 + 2(W(\theta))^3$$

$$[(2\pi - B)/2 < \theta \leq B/2]$$

【0 0 5 7】

図 9 は、本発明のさらに他の実施の形態による再構成手段 2 2 の処理動作を示すフローチャートである。

ここで再構成手段 2 2 は、放射線源 1 1 から発せられる周回軸方向から見てファン形状のファンビームから、周回軸方向から見て平行形状の平行ビームに対応づけする並べ替え手段と、放射線源 1 1 の対象物 1 2 に対する相対軌跡に対応する特定の傾斜方向に沿ってフィルタを重畳することでフィルタ処理投影

データを生成するフィルタ補正手段と、回転中心を通り平行ビームに垂直な制限平面で逆投影領域を制限すると共に、この逆投影領域を制限平面に対して放射線源 1 1 と反対側に位置するようにする制限手段と、フィルタ処理投影データを放射線ビームの照射軌跡に沿って制限された逆投影領域に三次元逆投影する三次元逆投影手段とを有している。

【 0 0 5 8 】

上述した構成に基づいて、まず、ステップ S 5 では重み付け手段によってコーン角と投影距離に応じた重み付けをし、ステップ S 6 で並べ替え手段により並べ替え処理を行ってから、ステップ S 7 でフィルタ補正手段によってフィルタ補正を行う。続くステップ S 1 0 で制限手段によって逆投影領域を制限し、その後、ステップ S 8 で制限手段により制限したデータ範囲に対応して三次元逆投影手段によって三次元逆投影を実施する。ステップ S 1 0 での領域制限をステップ S 8 での三次元逆投影の直前に行うのは、領域制限によりデータの連続性が損なわれるのを防ぐためである。

【 0 0 5 9 】

上述した再構成手段 2 2 を構成する各手段については、先の実施の形態と同様であり、またステップ S 1 0 の制限手段は、図 7 で説明したステップ S 4 の決定手段と同様に数式で表すことができ、各ボクセル当たり 1 8 0 度以上のデータを使用する場合において、データの冗長性を補正するために、図 2 3 に示すような制限平面 2 5 で各投影位相（ビュー）毎に逆投影領域を制限する。

【 0 0 6 0 】

図 1 4 で示すように回転中心を通り平行ビームに垂直な制限平面 2 5 で逆投影領域を二分割し、その放射線検出器に近い側の領域を逆投影領域とし、焦点側の領域を対向位相における逆投影領域とする。または、図 1 5 で示すように回転中心を通り平行ビームに垂直な二平面で逆投影領域を三分割し、その放射線検出器に最も近い側の領域、および中間の領域（中央に位置する領域）を逆投影領域とし、中間の領域においては、連続的に変化する重み関数を用いて重み付けする。

【 0 0 6 1 】

また、図 1 0 に示すようにステップ S 1 0 のデータ領域制限手段による領域の制限を行った後、図 8 のステップ S 9 で説明した冗長性補正用重み付け手段によって冗長性補正用重み付け処理を行ってから、ステップ S 8 の三次元逆投影手段による逆投影を行うこともできる。この場合、再構成手段 2 2 は、各位相の平行ルビームに対して傾斜角を有する傾斜制限平面で逆投影領域を制限すると共に、この逆投影領域を傾斜制限平面に対して放射像源と反対側に位置するようにする制限手段と、逆投影するボクセル位置と放射線位相と放射線源位置に応じて変化する重みを重畳する手段とを有して構成する。

【 0 0 6 2 】

上述した図 2 3 における実施の形態で制限平面 2 5 は、周回軸に平行な平面としているが、図 2 4 および図 2 5 に示すような周回軸に対して傾斜角を有する傾斜制限平面 2 5 a, 2 5 b としても良い。

【 0 0 6 3 】

このような再構成手段 2 2 を有する断層撮影装置では、放射線源から発せられる周回軸方向から見てファン形状のファンビームから、周回軸方向から見て平行形状の平行ルビームに対応づけし、制限平面 2 5 で逆投影領域を制限平面に対し放射線源と反対側に位置する領域に制限することで高遠に冗長性補正処理を実施することができる。この制限平面 2 5 を使用することにより、アキシアル面内における制限境界が直線となり、これにより高速に冗長性を補正できる。

【 0 0 6 4 】

ここで、制限平面による冗長性処理に際し、対向する位相における逆投影領域と境界が一致するように決定してもよいが境界部分で不連続性を伴う場合には、逆投影領域が重なるように制限平面を定義し、重み付けにより境界の不連続性を補正することも可能である。逆に逆投影領域にギャップが生じる場合には、外挿によりデータを補足してもよい。制限平面 2 5 は平行ルビームに対して垂直に設定することで、より高速化が可能であるが、平行ルビームに対し各ビューによって周回軸と制限平面の成す角度、平行ルビームと制限平面の法線との成す角度、および周回軸からの距離が変化する平面を制限平面として定義することで、撮影スループット（螺旋ピッチ）を向上させることも可能である。

【 0 0 6 5 】

図 1 1 は、本発明のさらに他の実施の形態による再構成手段 2 2 の処理動作を示すフローチャートである。

この実施の形態では、図 1 1 に示すようにステップ S 4 およびステップ S 5 の各処理に続いて、ステップ S 1 1 として、4 の倍数ビューで撮影された投影データに並べ替え処理するようにしている。その後、ステップ S 7 でフィルタ補正し、ステップ S 1 2 として周回方向の位相が $N\pi/2$ ($N=1, 2, 3, \dots$) [rad] だけ異なる投影データをグループ化手段でグループ化し、ステップ S 9 で冗長性補正用重み付け処理し、ステップ S 8 でグループ化した投影データをグループ単位で方形画像に逆投影するようにしている。

【 0 0 6 6 】

このような処理を実現するために、1 回転当たりの撮影数が 4 の倍数である投影データを取得する手段を設け、再構成手段 2 2 は、この投影データに対しフィルタを重ねる手段と、同じチャンネル位置かつ周回方向の投影位相が $N\pi/2$ ($N=1, 2, 3, \dots$) [rad] だけ異なるデータをグループ化するグループ化手段と、このグループ化手段によるグループ単位で方形画像配列に逆投影する逆投影手段とを有して構成している。

【 0 0 6 7 】

このように画像生成において最も演算時間を要する逆投影を高速化するために、再構成画像配列形状が方形であること、また撮影が再構成画像の周りを円運動しながら行われることを利用し、図 1 1 では、4 の倍数ビューで撮影しファンビーム再構成を行い、図 1 2 では、ステップ S 1 3 で並べ替え処理によりビュー数が 4 の倍数のデータに変換しパラレルビーム再構成を行うようにしている。

【 0 0 6 8 】

いずれの場合にも、周回方向の位相が $N\pi/2$ ($N=1, 2, 3, \dots$) [rad] 異なる投影データをグループ化し、グループ単位で方形画像に逆投影するようにしているため、例えば、フル再構成におけるチャンネル方向位置、および補間係数の算出回数を $1/4$ に低減可能（ハーフ再構成では $1/2$ に低減可能）である。これは、再構成画像が方形であれば、正確に $N\pi/2$ ($N=1, 2, 3$

， ……） [rad] 異なる位相のデータと再構成画像である方形との位置関係が等しいためである。

【0069】

また、ビュー数を4の倍数とするのは、正確に位相が $N\pi/2$ ($N=1, 2, 3, \dots$) [rad] 異なるデータを算出するためである。また、フル再構成およびハーフ再構成する場合、共に1周の $1/4$ の範囲 ($\pi/2$ [rad]) のチャンネル位置計算で画像生成が可能となる。これは、フル再構成する場合で考えると演算量は $1/4$ となり、1個の演算器で演算したにも関わらず4個の演算器を用いて並列演算した場合に近い結果が得られる。つまり、低コストにハイパフォーマンスを実現できることになる。言うまでもないが、撮影時のビュー数を4の倍数とし、並べ替え処理（リビンング）を行わず、ファンビームから直接再構成することも可能である。

【0070】

次に、グループ単位での逆投影について説明する。

初めに、図17に示すように $x-y$ 平面のみで考え、位相 θ である焦点位置 $S(\theta)$ から照射されボクセル (x, y) を通過するビームが検出器上の位置 u に照射されるとする場合、グループ単位での逆投影処理は数式23～数式26で表される。

【数23】

$$I(x_I, y_I) = \frac{1}{\pi} \int_{B_s(x_I, y_I) + \frac{\pi}{2}}^{B_s(x_I, y_I)} fP_{para}(\phi, t_I, V) d\phi$$

【数24】

$$I(-x_I, y_I) = \frac{1}{\pi} \int_{B_s(x_I, y_I) + \frac{\pi}{2}}^{B_s(x_I, y_I)} fP_{para}\left(\phi + \frac{\pi}{2}, t_I, V\right) d\phi$$

【数 25】

$$I(-x_I, -y_I) = \frac{1}{\pi} \int_{B_I(x_I, y_I) + \frac{\pi}{2}}^{B_I(x_I, y_I)} fP_{para}(\phi + \pi, t_I, V) d\phi$$

【数 26】

$$I(x_I, -y_I) = \frac{1}{\pi} \int_{B_I(x_I, y_I) + \frac{\pi}{2}}^{B_I(x_I, y_I)} fP_{para}\left(\phi + \frac{3\pi}{2}, t_I, V\right) d\phi$$

【0071】

位相 $\theta + \pi/2$ から照射されてボクセル $(-x, y)$ を通過するビームは、位相 θ からボクセル (x, y) に照射された場合と同様に放射線検出器上の位置 u に照射される。同様に、位相 $\theta + \pi$ から照射されたビームはボクセル $(-x, -y)$ を通過して放射線検出器上の位置 u の照射される。同様に、位相 $\theta + 3\pi/2$ から照射されたビームはボクセル $(x, -y)$ を通過して放射線検出器上の位置 u に照射される。このように、グループ化されたデータから同じ放射線検出器位置データを使用する4画素へ逆投影することで、放射線検出器位置の算出、および補間パラメータの算出回数を低減することができる。

【0072】

また図18に示すように、 $x-y-z$ 空間（ユークリッド空間）で考え、対象物と放射線源の周回軸方向の相対的な移動速度を T とし、位相 θ である焦点位置 $S(\theta)$ から照射されボクセル (x, y, z) を通過するビームが放射線検出器上の周回軸方向位置 v に照射されとする。位相 $\theta + 2\pi$ から照射されボクセル $(x, y, z + T)$ を通過するビームは、位相 θ からボクセル (x, y, z) に照射された場合と同様に放射線検出器上の周回軸方向位置 v に照射される。同様に、位相 $\theta + \pi$ から照射されたビームはボクセル $(-x, -y, z + T/2)$ を通過して放射線検出器上の周回軸方向位置 v の照射される。このことを利用して、再構成間隔に応じて対象物と放射線源の周回軸方向の相対的な移動速度を関連づけ、位相が $N\pi$ ($N = 1, 2, 3 \dots$) [rad] 異なるデータをグループ化

し、グループ単位で逆投影を行う。

【0073】

このようなグループ毎の逆投影によれば、MDCTにおいてボクセルの体軸方向の画素間隔と、対象物と放射線源の周回軸方向の相対移動速度を互いに関連づけることで、体軸方向の位置算出を高速に行うことができ、螺旋走査により撮影することで得られる複数周のデータから画像を生成する場合において、画像生成に最も時間を要する逆投影を高速化することができる。

【0074】

ここでは、体軸方向の螺旋周期と再構成ボクセルの体軸方向の周期を同期させ、例えば、体軸方向の画素間隔（ボクセルピッチ）が $r pitch [mm]$ とした場合には、放射線源の被検体に対する体軸方向への相対移動速度（寝台移動速度）は、 $table = 2 \cdot N \cdot r pitch$ ($N = 1, 2, 3, \dots$) とする。それにより、放射線源の位相が $M\pi$ ($N = 1, 2, 3, \dots$) $[rad]$ である位相において、体軸方向位置が $(N \cdot table / 2) + Z [mm]$ であるボクセルを通過するビームが交わる放射線検出器上の位置が同一となるため、逆投影時に、あるビューにおいて、あるボクセルを通過するビームを算出すると、 $N\pi$ ($N = 1, 2, 3, \dots$) $[rad]$ 異なる位相の列位置が同時に算出されたことに等しい。このようにして、放射線検出器の列方向位置、および補間係数の計算がビュー方向に $\pi [rad]$ 範囲で全計測範囲完了する。

【0075】

上述した実施の形態では、並べ替え処理において、記述の複雑化を避けるために、放射線検出器列方向への並べ替えを行っていないが、逆投影の高速化のために、 $P_{para}(\beta, t, v) = P_{fan}(\phi + \gamma, \gamma, (SID/SOD \cdot \cos(\gamma)) \cdot (v - T \cdot \gamma / 2\pi))$ ただし、 $\gamma = \arcsin(t/SOD)$ のように平行ビームに対して垂直に交わる回転中心に位置する平面上で、平行ビームチャンネル方向の交点が同一 v 座標となるように列方向への並べ替えを行っても構わない。このような列方向の並べ替えを行なうと、逆投影時の α の計算に使用される \arcsin 演算数を低減可能であり、より高速に処理可能である。この場合には、ボクセル毎の使用データ位相範囲算出は、例えば上述

した数式の $H(x, y, \phi)$ を数式 27 に変更して同様に算出することができる
【数 27】

$$H(x, y, \phi) = \left(z - \frac{T \cdot \phi}{2\pi} \right) \cdot \frac{s_{tz_dist}(x, y, \phi)}{s_{tz_dist}(x, y, \phi) + w(x, y, \phi)}$$

【0076】

また、この場合、逆投影で使用する投影ビームを得るために数式 16 における V を、 $V = (zI - (T/2\pi)(\phi + \alpha)) \cdot SOD \cos \alpha / (SOD \cos \alpha - xI \sin \phi + yI \cos \phi)$ と変更する。

【0077】

また、上述した実施の形態での断層撮影装置は、X線を用いたり、ガンマ線や中性子線や陽電子や電磁エネルギーや光を用いたものにも適用可能である。また、スキャン方式も第1世代から第4世代といずれの方式かに限定されるものではなく、放射線源を複数搭載した多管球CTやドーナツ型管球CTに対しても使用することが可能である。また、放射線検出器の形状も放射線源を中心とした円筒表面に配置された検出器、平面検出器、放射線源を中心とした球面上に配置された検出器、周回軸を中心とした円筒表面に配置された検出器などいずれの放射線検出器にも適用することができる。また、再構成ボクセルに対応する放射線検出器位置をその都度計算していたが、 $N/4$ 周 ($0 \leq \beta < N\pi/2$, $N=1, 2, 3, \dots$) 分の予め算出された再構成用パラメータテーブルをメモリに格納しておき、再構成時にこの格納したパラメータテーブルを読み出し、このパラメータテーブルを基に再構成してもよい。

【0078】

さらに、上述した図9以降で説明した各技術は単独で使用することもできるが、組み合わせて使用することも可能であり、これにより更なる高速化を実現できる。さらに、これらは Feldkamp を初め、Wang や ASSR、重み付け螺旋補正再構成などの如何なる再構成手法とも組み合わせることが可能である。また、図23から図25で説明した制限平面は、螺旋軌道スキャンに限定されず、円軌道スキャンにも適用することが可能である。また、上述した各技術は、実

際は離散的に扱われるべき投影データや再構成画像を連続的なデータとして扱っているため、実際にはL a g r a n g e補間等の補間法を用い、位相方向、放射線検出器列方向、および放射線検出器チャンネル方向の三方向の補間により離散的に算出する。望ましくは、時間方向の補間を含めた四方向の補間により算出するのがよい。

【 0 0 7 9 】

【発明の効果】

以上に説明したように本発明による断層撮影装置によれば、スキャンにより得られたデータから再構成を行う場合、データ不連続性による歪みを最大限低減することができ、再構成画像にストリークアーチファクトを生じさせることなく高画質な画像を得ることが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】

本発明の一実施の形態による断層撮影装置の全体構成を示す斜視図図である。

【図 2】

図 1 に示した断層撮影装置の要部を示すブロック構成図である。

【図 3】

円軌道スキャンと螺旋軌道スキャンの焦点軌跡を示す斜視図である。

【図 4】

単一放射線検出器と多列放射線検出器の腰部側面図である。

【図 5】

単一放射線検出器と多列放射線検出器の 1 列当たりの X 線ビームのコリメーション厚さを示す側面図である。

【図 6】

一般的な再構成手段による処理動作を示すフローチャートである。

【図 7】

図 2 に示した断層撮影装置の再構成手段による処理動作を示すフローチャートである。

【図 8】

本発明の他の実施の形態による断層撮影装置における再構成手段の処理動作を示すフローチャートである。

【図 9】

本発明のさらに他の実施の形態による断層撮影装置における再構成手段の処理動作を示すフローチャートである。

【図 1 0】

本発明のさらに他の実施の形態による断層撮影装置における再構成手段の処理動作を示すフローチャートである。

【図 1 1】

本発明のさらに他の実施の形態による断層撮影装置における再構成手段の処理動作を示すフローチャートである。

【図 1 2】

本発明のさらに他の実施の形態による断層撮影装置における再構成手段の処理動作を示すフローチャートである。

【図 1 3】

図 7 に示した並べ替え処理を示す説明図である。

【図 1 4】

図 9 に示したデータ領域制限処理による逆投影制限領域を示す平面図である。

【図 1 5】

図 9 に示したデータ領域制限処理による他の逆投影制限領域を示す平面図である。

【図 1 6】

図 7 に示した三次元逆投影処理を示す説明図である。

【図 1 7】

図 1 1 に示したグループ化処理におけるグループ単位での逆投影を説明する説明図である。

【図 1 8】

図 1 1 に示したグループ化処理における他のグループ単位での逆投影を説明する説明図である。

【図 1 9】

図 8 に示した冗長性用重み付け処理を説明する重み関数の特性図である。

【図 2 0】

図 8 に示した冗長性用重み付け処理を説明する他の重み関数の特性図である。

【図 2 1】

図 8 に示した冗長性用重み付け処理を説明する各位相毎の重み関数の特性図である。

【図 2 2】

一般的な逆投影を行なう場合のデータ範囲を示す平面図である。

【図 2 3】

図 7 に示した三次元逆投影による制限平面を示す斜視図である。

【図 2 4】

図 7 に示した三次元逆投影による他の傾斜制限平面を示す斜視図である。

【図 2 5】

図 7 に示した三次元逆投影によるさらに他の傾斜制限平面を示す斜視図である。

【図 2 6】

図 7 に示した投影データ位相範囲の決定処理を説明する平面図である。

【図 2 7】

螺旋計測に対応する重み関数を示す特性図である。

【図 2 8】

他の螺旋計測に対応する重み関数を示す特性図である。

【図 2 9】

図 7 に示した投影データ位相範囲を決定する処理を示すフローチャートである。

【符号の説明】

4 演算装置

1 1 放射線源

1 5 コリメータ

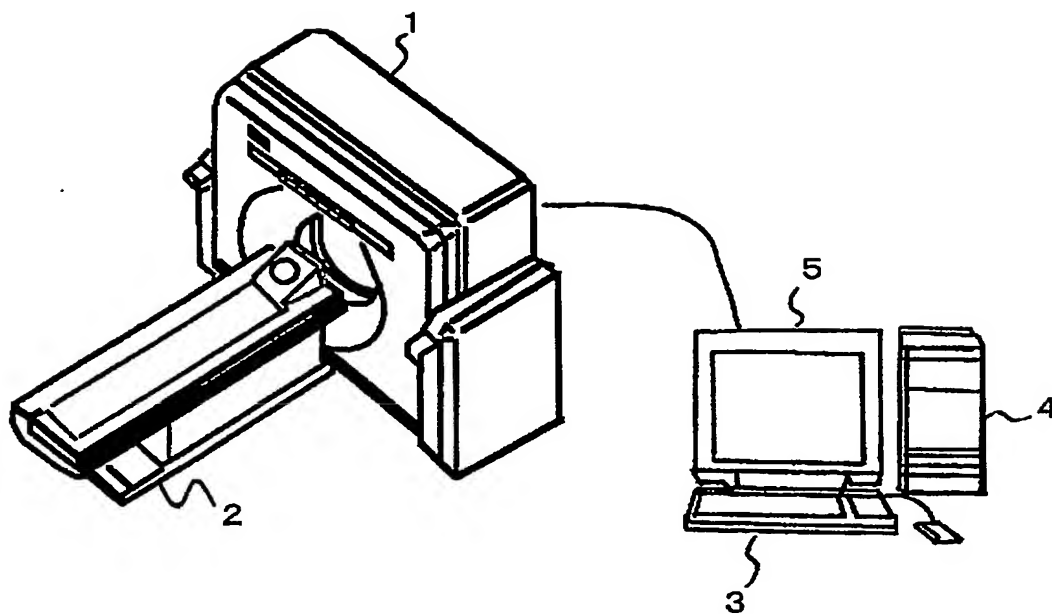
1 3 放射線検出器

2 2 再構成手段

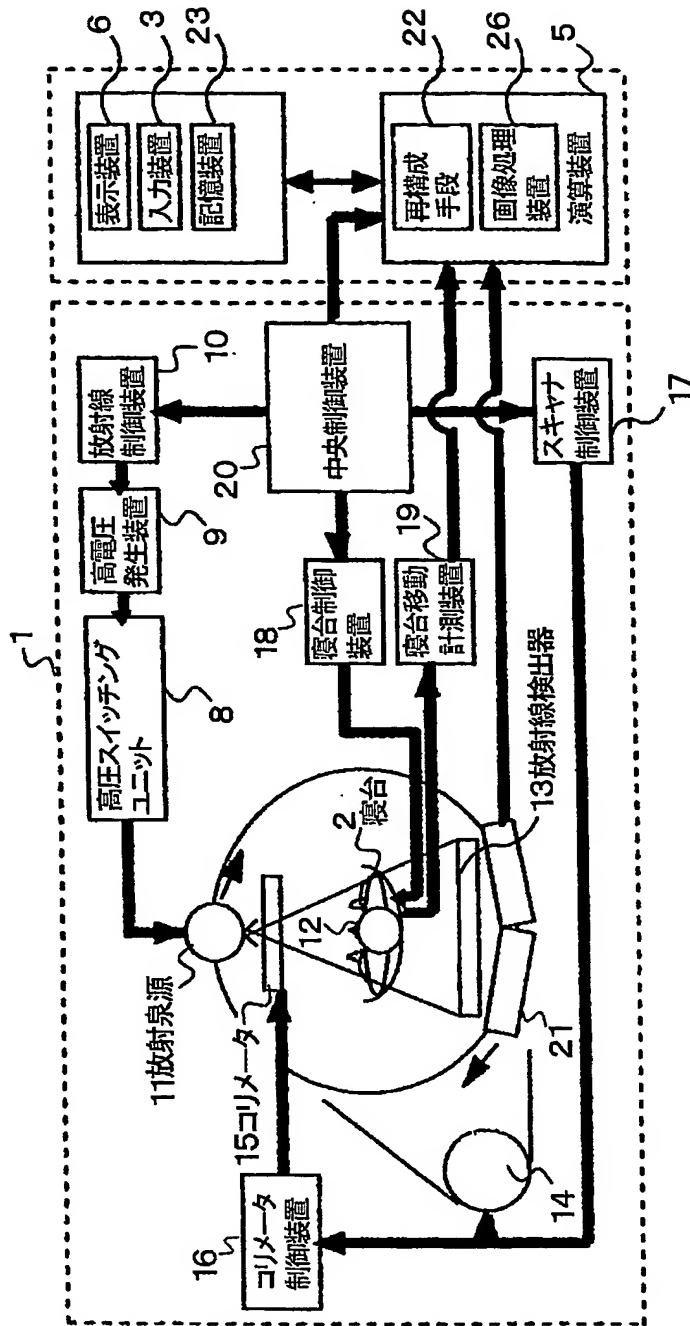
【書類名】

図面

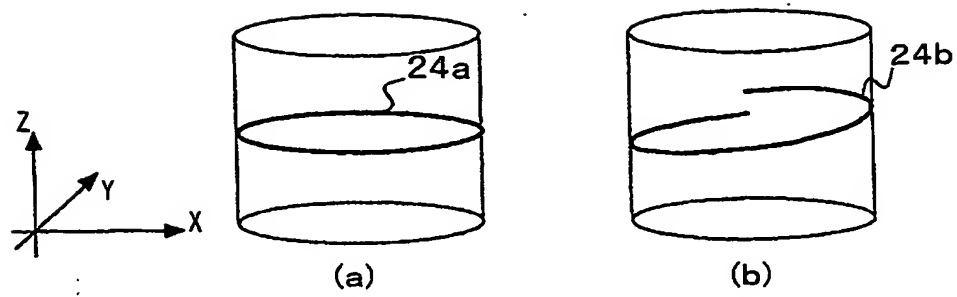
【図 1】



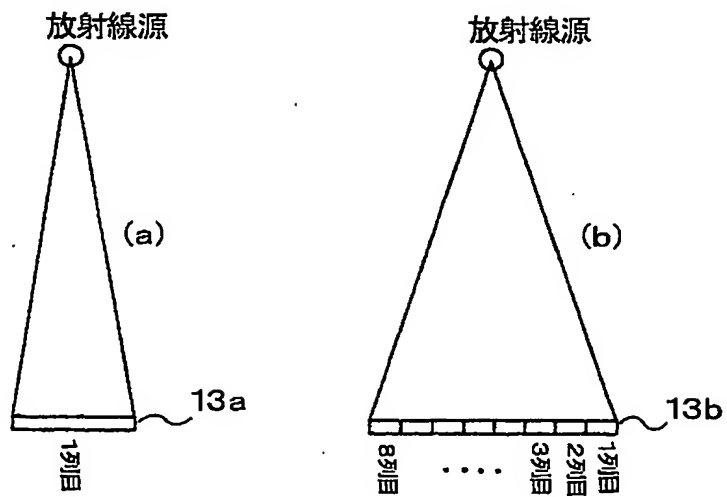
【図2】



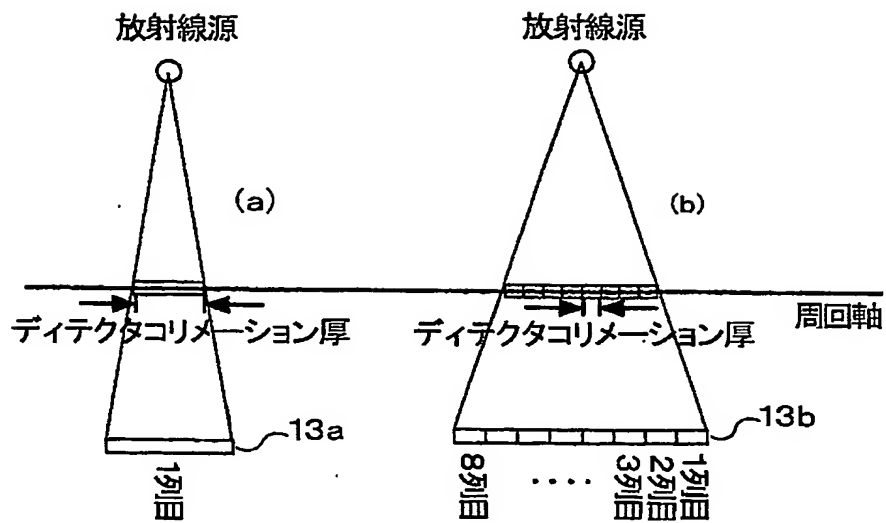
【图 3】



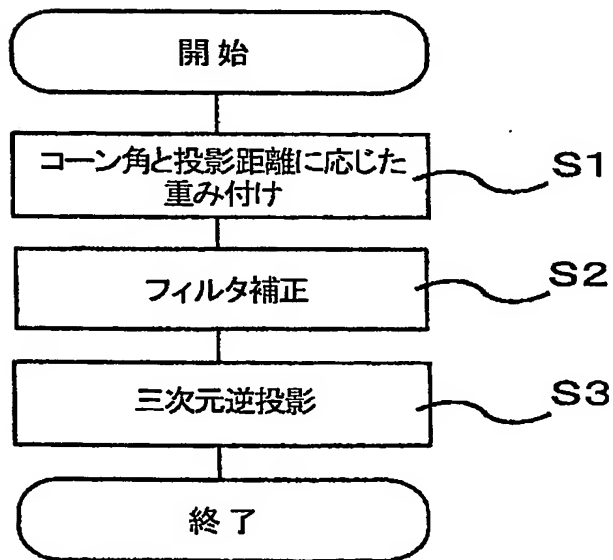
【图 4】



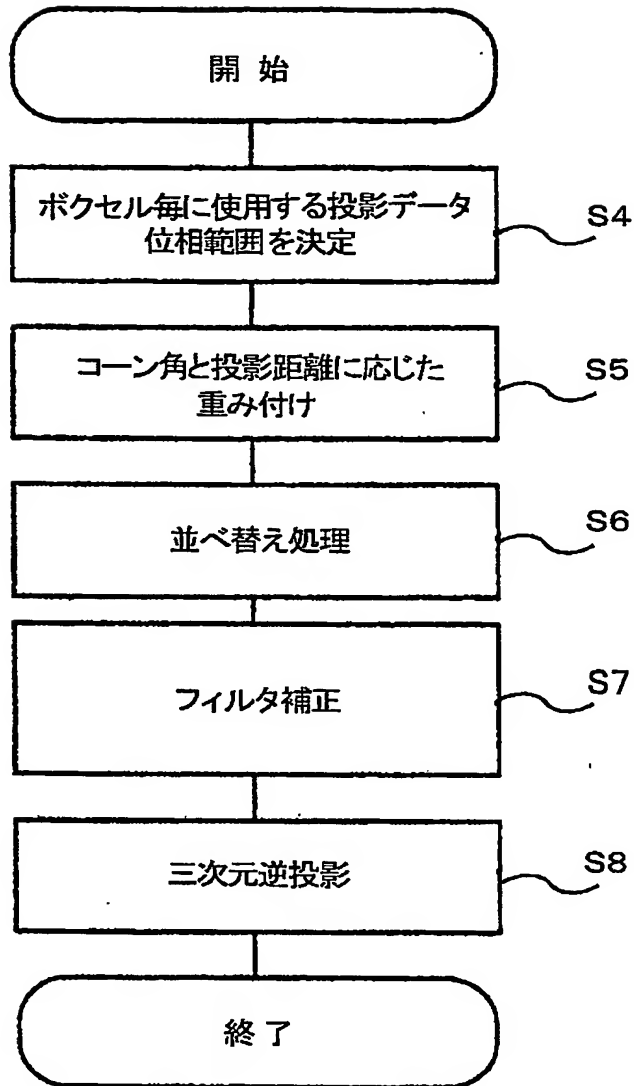
【図 5】



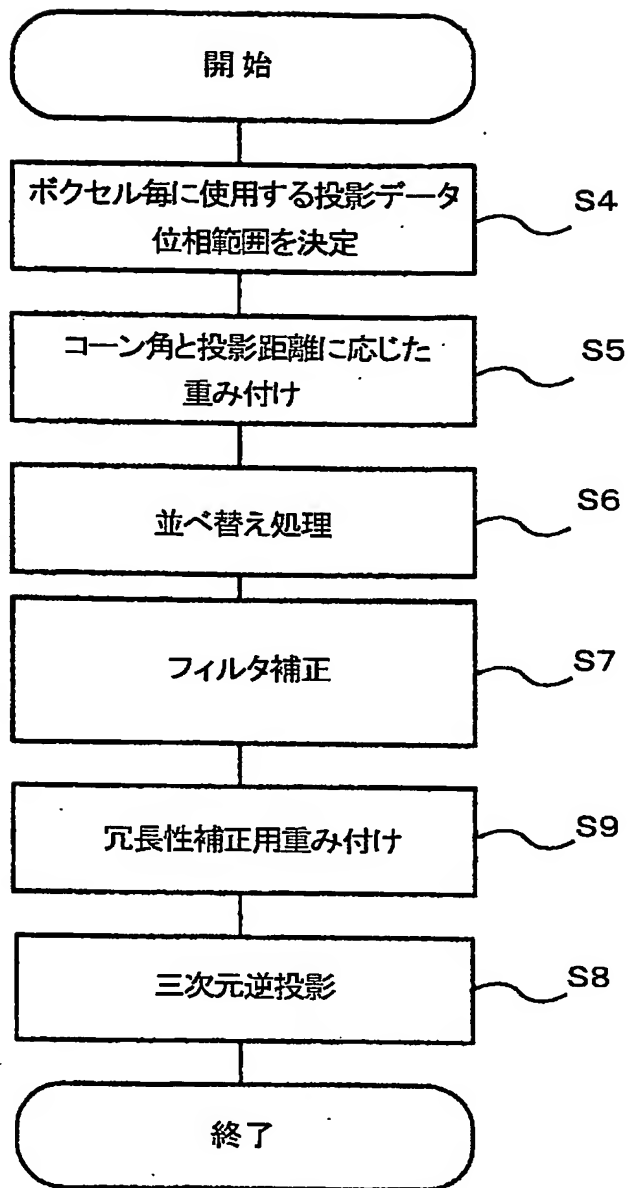
【図 6】



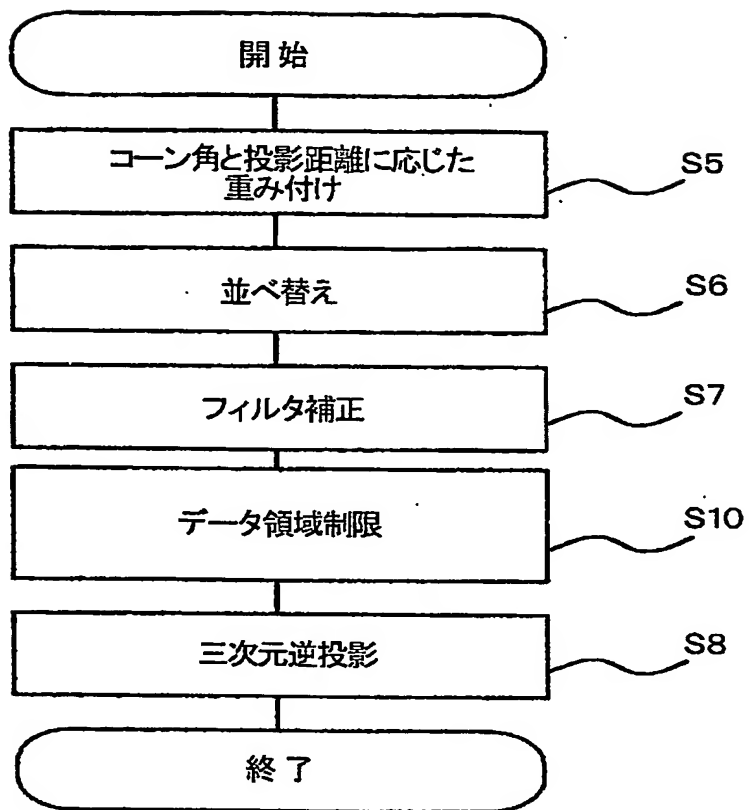
【図 7】



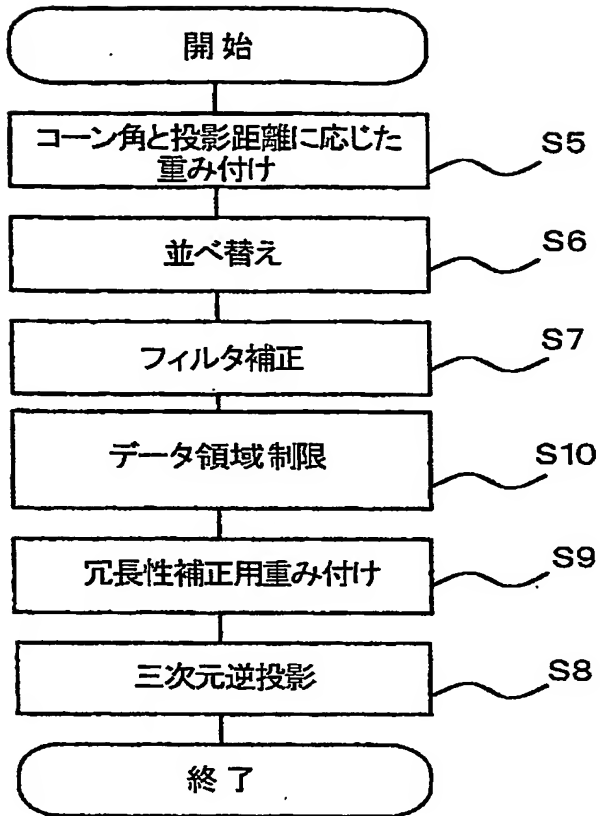
【図 8】



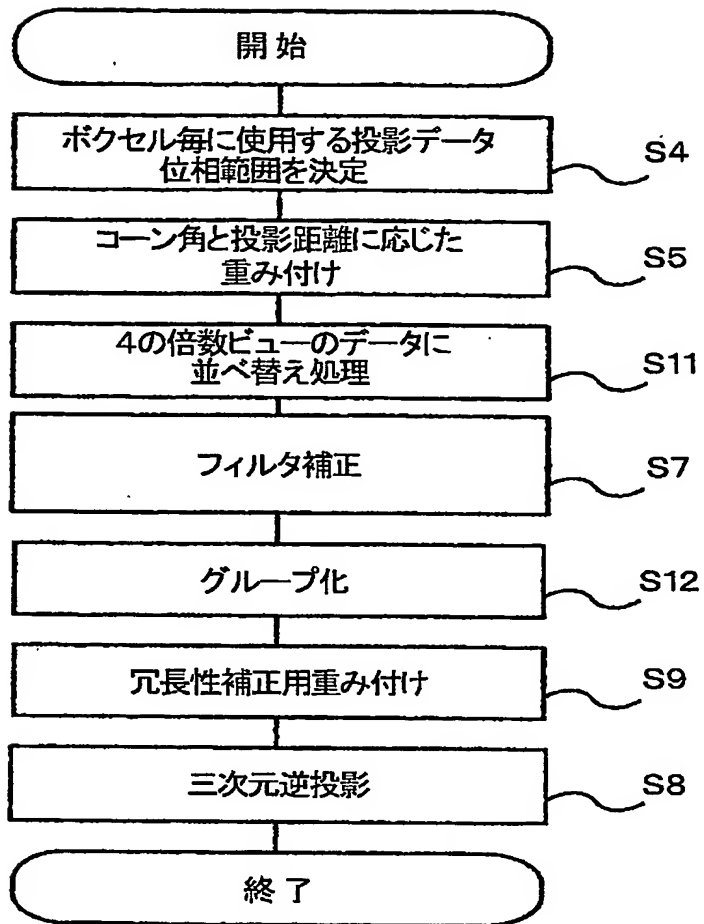
【図9】



【図10】



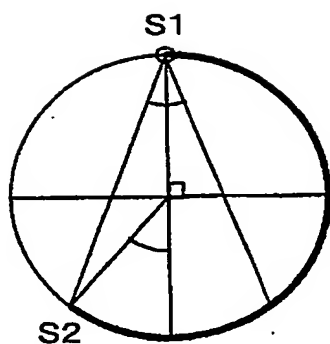
【図 11】



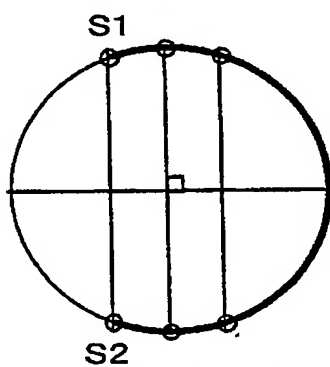
【図 1 2】



【図 1 3】

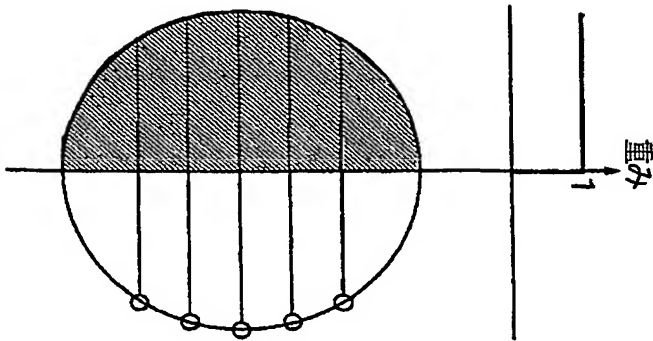


(a) ファンビームにおける180度再構成

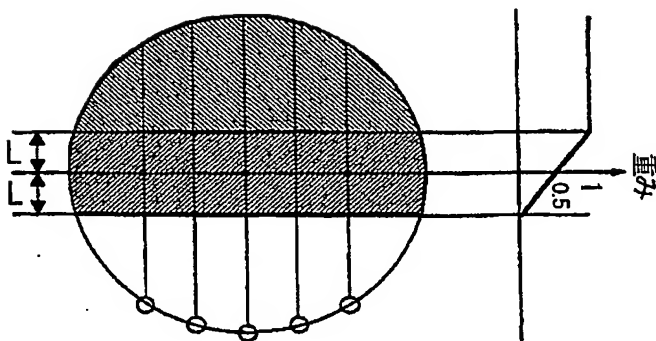


(b) パラレルビームにおける180度再構成

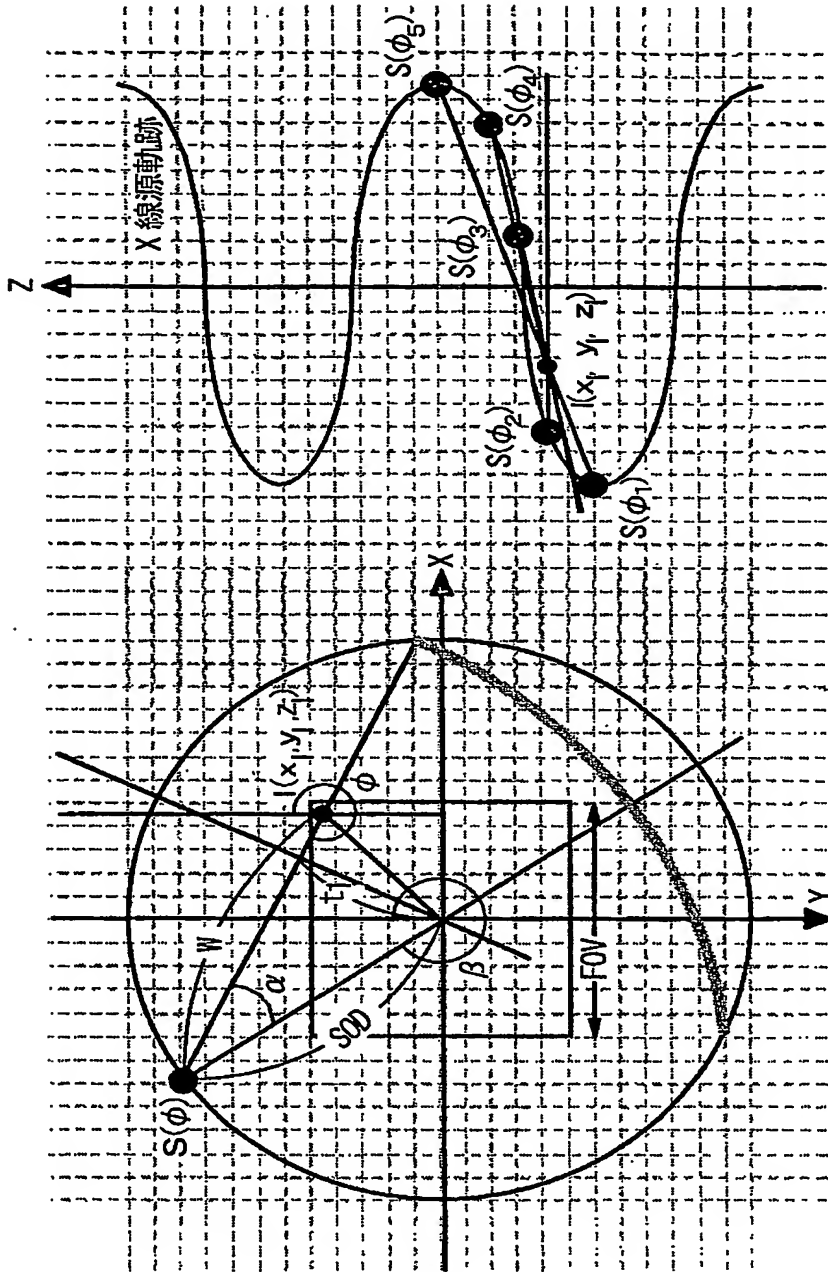
【図 1 4】



【図 1 5】



【図 16】

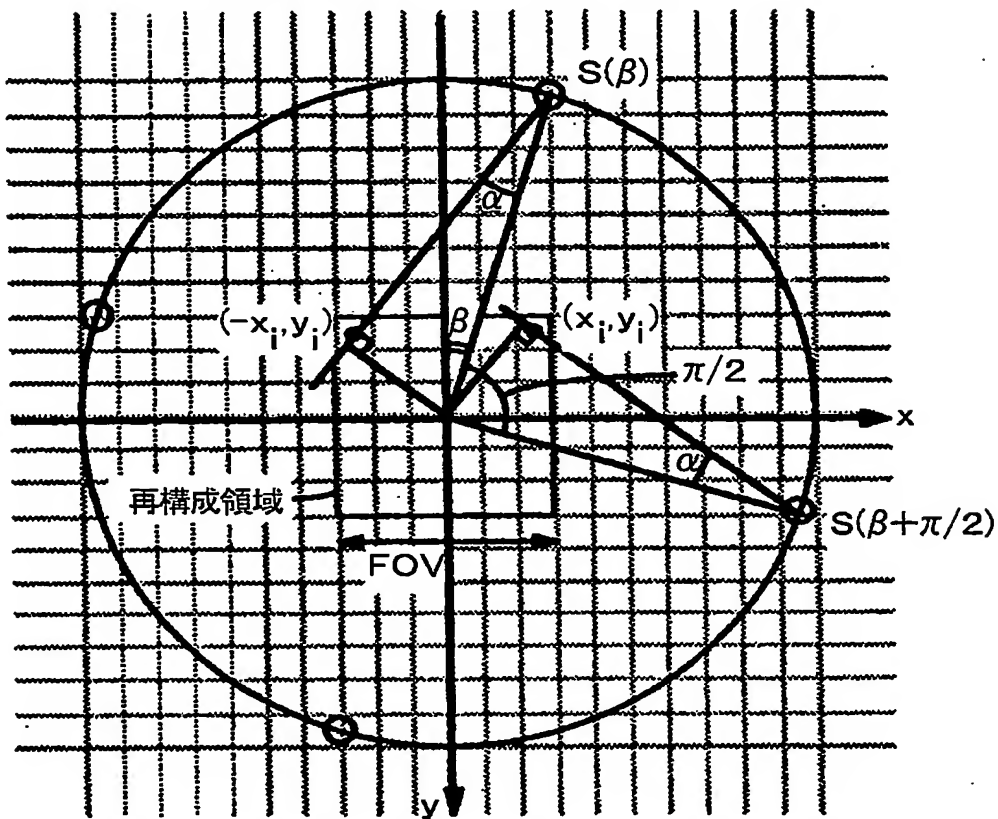


(b) 三次元再構成説明図(Y-Z平面)

(a)三次元再構成説明図(X-Y平面)

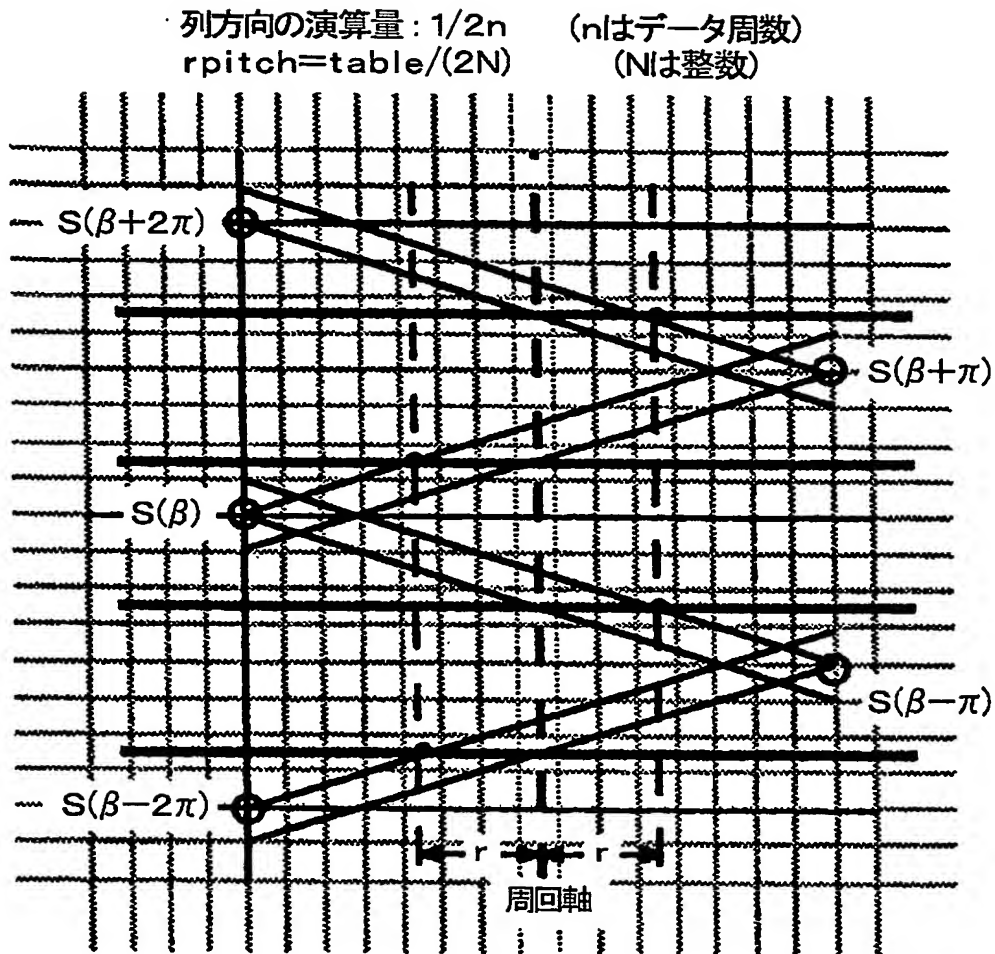
【図 1 7】

チャンネル方向の演算量: $1/4$
 $\text{view} = 4N$ (N は整数)

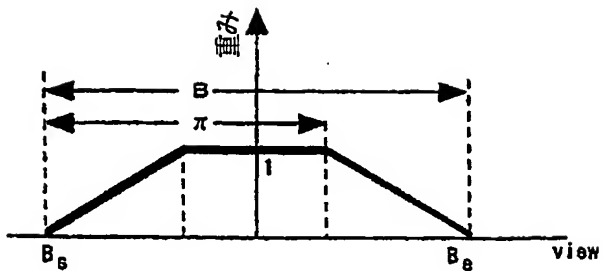


計算開始位置の限定は無し

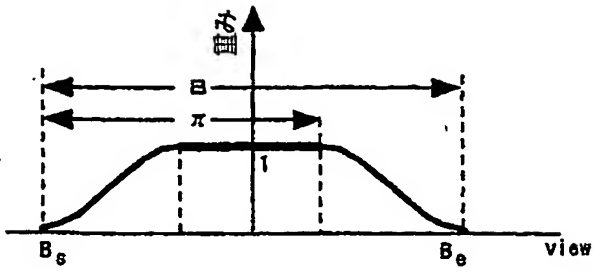
【図 1 8】



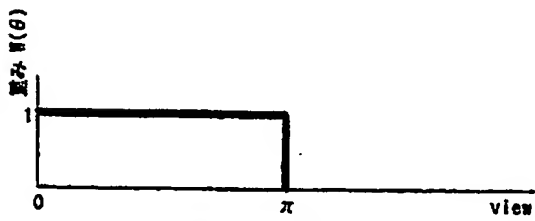
【図 1 9】



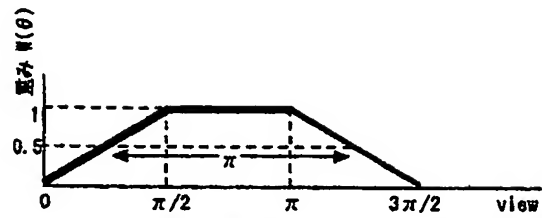
【図 20】



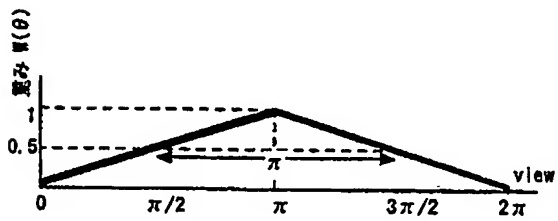
【図 21】



(a) 重み関数 ($B=\pi$)

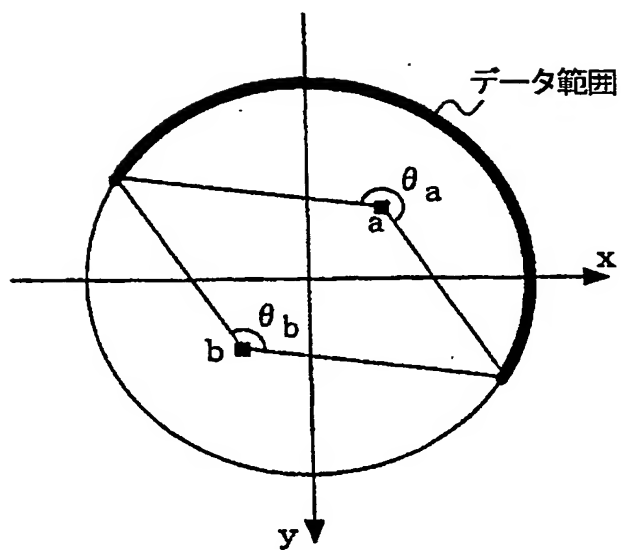


(b) 重み関数 ($B=3\pi/2$)

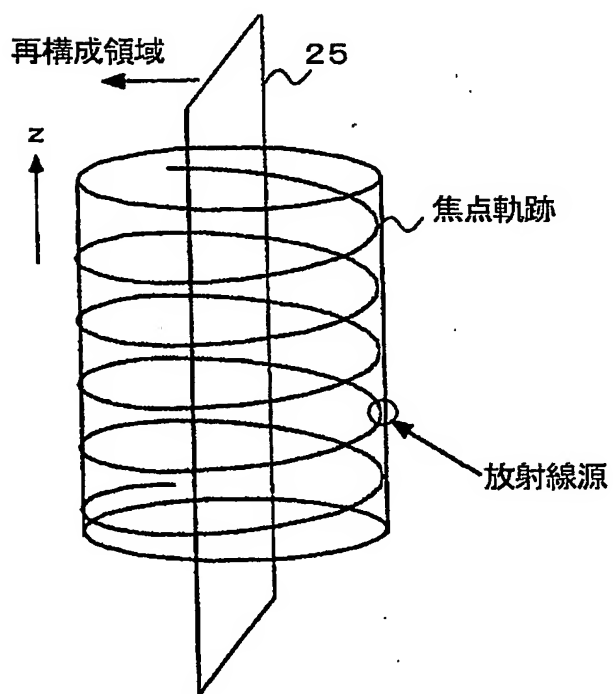


(c) 重み関数 ($B=2\pi$)

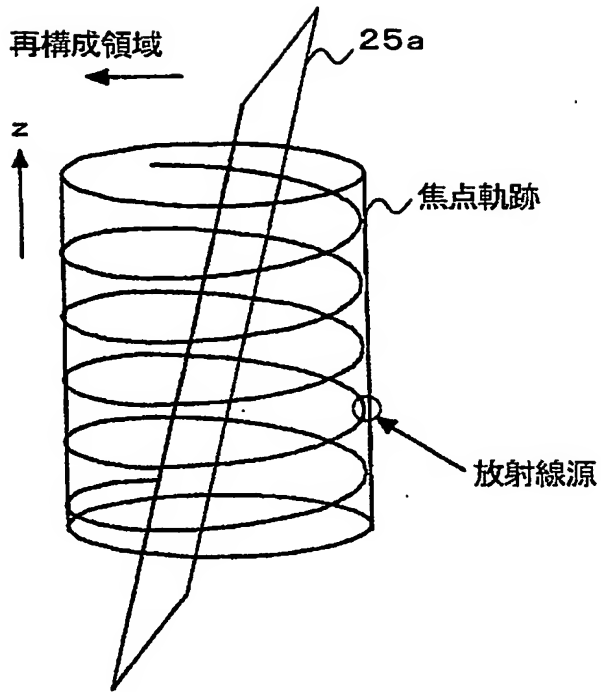
【図 2 2】



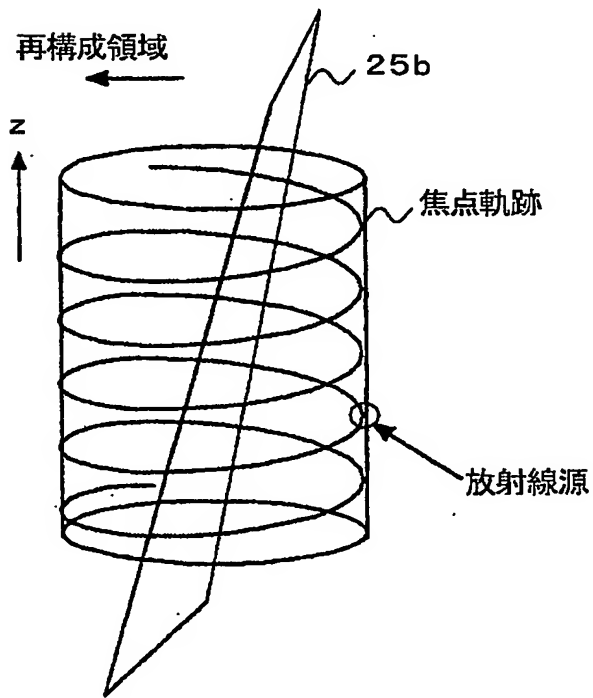
【図 2 3】



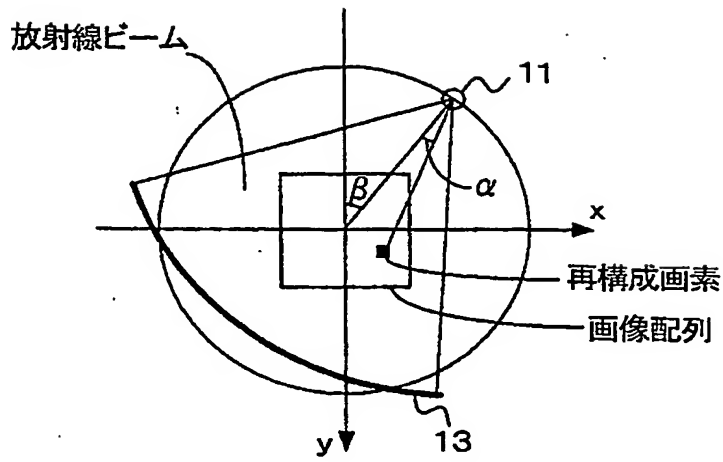
【図 2 4】



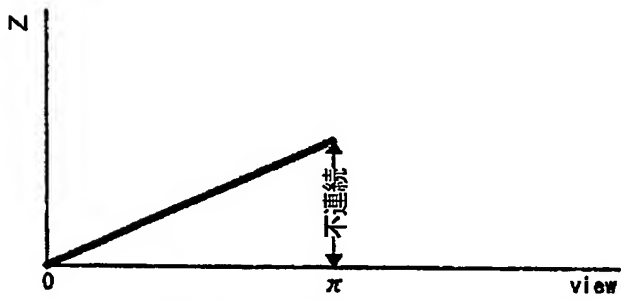
【図 2 5】



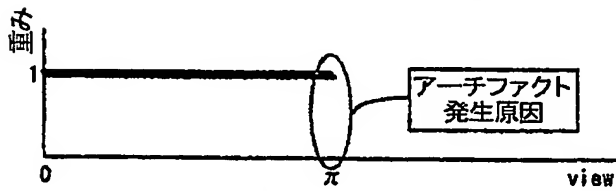
【図 26】



【図 27】

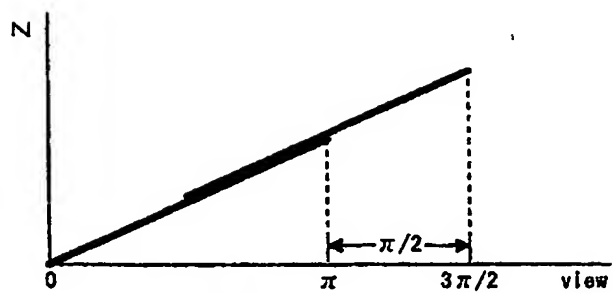


(a) 螺旋計測図 (180度データ)

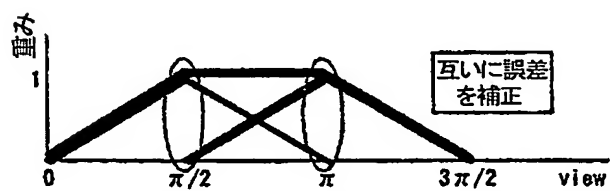


(b) 重み関数 (180度データ)

【図 28】

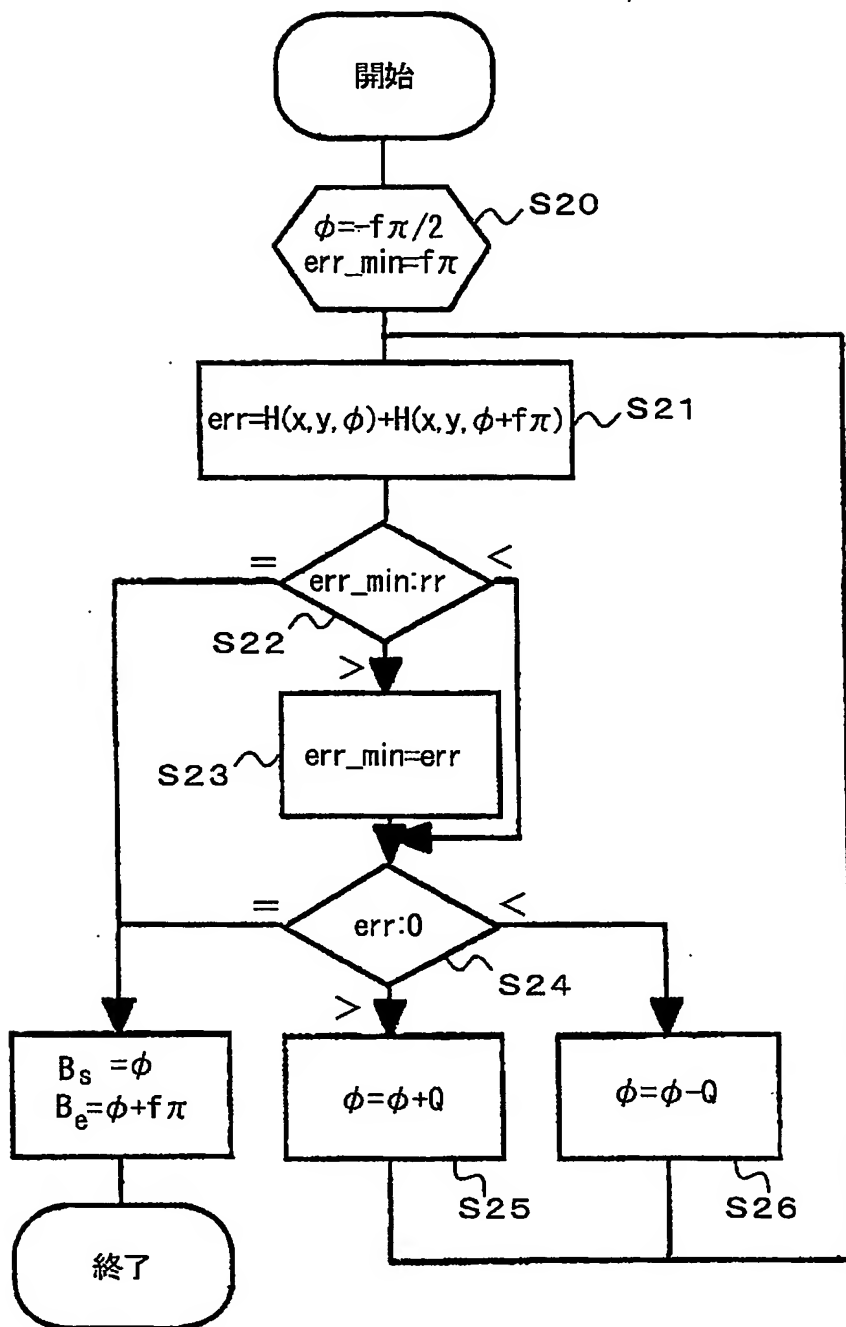


(a) 螺旋計測図 (270度データ)



(b) 重み関数 (270度データ)

【図 29】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 データ不連続性による歪みを抑えて高画質な断層撮影像を得ることができるようにした断層撮影装置を提供する。

【解決手段】 各ボクセル毎にコーン角の小さいデータ範囲を計算してコーン角による歪み、データ不連続性による歪みを最大限低減し、制限平面により逆投影領域を制限することで、冗長性処理に要する演算量を低減し、かつ、よりコーン角の小さいデータから再構成する。また、 $N\pi/2$ [rad] のデータをグループ化することで、チャンネル方向位置、補間に使用する補間係数を複数ビュー同時に演算し、同様に再構成ピッチと寝台移動速度を関連づけ、 πN [rad] のデータをグループ化して複数ビューを同時に演算する。

【選択図】 図 2

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号

[000153498]

1. 変更年月日 1990年 8月10日

[変更理由] 新規登録

住 所 東京都千代田区内神田1丁目1番14号

氏 名 株式会社日立メディコ